



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA UNA MANO CON AMPUTACIÓN
METACARPOFALÁNGICA”**

AUTOR: FRANCISCO DANIEL COLIMBA MORENO

DIRECTOR: MSc. COSME DAMIÁN MEJÍA ECHEVERRÍA, Ing.

IBARRA – ECUADOR

2021



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

| DATOS DE CONTACTO | | | |
|-----------------------------|---------------------------------|-----------------------|------------|
| CÉDULA DE IDENTIDAD: | 100333301-8 | | |
| APELLIDOS Y NOMBRES: | Colimba Moreno Francisco Daniel | | |
| DIRECCIÓN: | Ibarra-Las Malvinas | | |
| EMAIL: | fdcolimbam@utn.edu.ec | | |
| TELÉFONO FIJO: | 062664042 | TELÉFONO MÓVIL | 0994482712 |

| DATOS DE LA OBRA | |
|-------------------------------|--|
| TÍTULO: | "Diseño de una prótesis para una mano con amputación metacarpofalángica" |
| AUTOR: | Colimba Moreno Francisco Daniel |
| FECHA: | 15/12/2021 |
| PROGRAMA: | PREGRADO |
| TÍTULO POR EL QUE OPTA | Ingeniería Mecatrónica |
| DIRECTOR: | MSc. Cosme Damián Mejía Echeverría, Ing. |

2. CONSTANCIA

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 15 del mes de diciembre de 2021

EL AUTOR

Francisco Daniel Colimba Moreno



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN DEL ASESOR

En mi calidad de director certifico que el trabajo de grado titulado **“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA UNA MANO CON AMPUTACIÓN METACARPOFALÁNGICA”**, fue desarrollado por el egresado Francisco Daniel Colimba Moreno con cédula Nro. 100333301-8, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.



Escaneado digitalmente por:
**COSME DAMIAN
MEJIA
ECHEVERRIA**

MSc. Cosme Damián Mejía, Ing.

DIRECTOR DEL PROYECTO

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación va dedicado a toda mi familia que siempre estuvo apoyándome para alcanzar esta meta, en especial a mi hijo, mi esposa y a mis padres por ser los pilares fundamentales para seguir adelante.

Francisco

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, agradezco a Dios por haberme permitido alcanzar uno de mis objetivos más anhelados, a mis padres, a mi esposa y en especial a mi hijo quienes han sido mi mayor motivación y sobre todo el apoyo que necesite en todo momento.

A mis compañeros de carrera con quienes compartí tantos momentos buenos y malos y con quienes recorrí este largo camino.

A los docentes y personal administrativo quienes me impartieron sus conocimientos y amistad día a día en las aulas.

Francisco

RESUMEN

El presente proyecto muestra el diseño y construcción de una prótesis de mano para una persona con amputación metacarpofalángica. Corresponde a un dispositivo totalmente mecánico ya que no cuenta con dispositivos electrónicos ni fuentes de alimentación eléctrica. Por lo tanto, el único motor, por así decirlo, es el dedo pulgar quien es el encargado de generar el movimiento a los dedos artificiales.

En el diseño del mecanismo para el dedo pulgar se tomaron en cuenta los movimientos que posee y se desarrollaron un conjunto de estructuras que no limitaron su desempeño. Además, con la ayuda de una radiografía se conocieron las medidas que tienen los huesos de la mano izquierda y con esta información se replicó en el prototipo las características de una mano real.

Para generar los movimientos de flexión y extensión en los dedos anular, medio, anular y meñique se implementó el eslabonamiento de cuatro barras el cual permite un mejor enrollamiento de los dedos artificiales alrededor del objeto manipulado.

El prototipo en su mayoría fue fabricado a través de impresión 3D y posteriormente fue sometido a pruebas para verificar su funcionamiento, como también para identificar posibles problemas en la manipulación de objetos, todo esto con la finalidad de obtener un prototipo útil y ayude al usuario a desarrollar con normalidad cierto tipo de actividades de su vida diaria.

ABSTRACT

This project shows the design and construction of a hand prosthesis for a person with metacarpophalangeal amputation. It corresponds to a totally mechanical device since it does not have electronic devices or electrical power supplies. Therefore, the only motor, so to speak, is the thumb who is responsible for generating the movement to the artificial fingers.

In the design of the mechanism for the thumb, the movements it has were taken into account and a set of structures were developed that did not limit its performance. With the help of an X-ray, the measurements of the bones of the left hand were known and with this information the prototype was replicated with characteristics of a real hand.

To generate the movements of flexion and extension in the annular, middle, ring and little finger, the four-bar link was implemented which allows a better winding of the artificial fingers around the manipulated object.

The prototype was mostly manufactured through 3D printing and was subsequently subjected to tests to verify its operation as well as to identify possible problems in its operation, all this in order to obtain a useful prototype and help the user to develop normally certain types of activities of their daily life.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|-----|
| AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TECNICA DEL NORTE..... | ii |
| CERTIFICACIÓN..... | iii |
| DEDICATORIA..... | iv |
| AGRADECIMIENTO..... | v |
| RESUMEN..... | vi |
| ABSTRACT..... | vii |
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | xii |
| ÍNDICE DE TABLAS..... | xiv |
| INTRODUCCIÓN..... | 1 |
| Planteamiento del problema..... | 1 |
| Objetivos..... | 2 |
| Objetivo general..... | 2 |
| Objetivos específicos..... | 2 |
| Alcance..... | 3 |
| Justificación..... | 3 |
| CAPÍTULO I..... | 5 |
| 1. MARCO REFERENCIAL..... | 5 |
| 1.1. Anatomía de la mano humana..... | 5 |
| 1.1.1. Estructura ósea y articulaciones..... | 5 |
| 1.1.1.1. Rango de movimiento del dedo pulgar..... | 6 |
| 1.1.1.2. Rango de movimiento de los dedos..... | 9 |
| 1.1.2. Formas básicas de prensión..... | 11 |
| 1.1.3. Posición funcional de la mano..... | 12 |

| | | |
|------------------|--|----|
| 1.2. | Amputación postraumática metacarpofalángica..... | 12 |
| 1.3. | Sensación de miembro fantasma..... | 13 |
| 1.4. | Modelo cinemático de la prótesis | 14 |
| 1.5. | Prótesis activas de miembro superior y manos robóticas | 20 |
| 1.5.1. | X-finger. | 20 |
| 1.5.2. | Mano Raptor..... | 21 |
| 1.5.3. | Mano robótica Michelangelo..... | 22 |
| 1.5.4. | Mano robótica BeBionic..... | 23 |
| 1.5.5. | Mano i-Limb ultra. | 23 |
| 1.6. | Materiales empleados en la fabricación de prótesis..... | 24 |
| 1.6.1. | Aluminio..... | 24 |
| 1.6.2. | Termoplásticos ABS y PLA. | 25 |
| 1.6.3. | Fibra de Carbono. | 25 |
| 1.7. | Eslabonamiento de cuatro barras | 26 |
| 1.7.1. | Generador de función. | 26 |
| 1.7.2. | Generación de trayectoria..... | 27 |
| 1.7.3. | Generación de movimiento..... | 27 |
| CAPÍTULO II..... | | 28 |
| 2. | METODOLOGÍA | 28 |
| 2.1. | Análisis de los requerimientos del proyecto | 28 |
| 2.1.1. | Identificación de las necesidades del usuario..... | 28 |
| 2.1.2. | Identificación de los requerimientos técnicos del prototipo..... | 29 |
| 2.1.3. | Despliegue de la función de calidad (QFD)..... | 30 |
| 2.1.3.1. | Conclusiones del despliegue de la función de calidad..... | 31 |
| 2.2. | Conceptualización..... | 31 |
| 2.2.1. | Método ordinal corregido de criterios ponderados..... | 32 |
| 2.2.2. | Criterios de evaluación | 32 |
| 2.2.3. | Alternativas de diseño | 34 |

| | |
|--|----|
| 2.2.3.1. Evaluación y selección de los elementos mecánicos de transmisión..... | 34 |
| 2.2.3.1.1. Alternativa 1: Cables o tendones | 34 |
| 2.2.3.1.2. Alternativa 2: Engranajes | 35 |
| 2.2.3.1.3. Alternativa 3: Eslabones | 35 |
| 2.2.3.2. Evaluación y selección del prototipo de dedos mecánicos. | 39 |
| 2.2.3.2.1. Alternativa 1: Dedo mecánico de la mano MORA hap-2. | 40 |
| 2.2.3.2.2. Alternativa 2: Dedo antropomórfico. | 40 |
| 2.2.3.2.3. Alternativa 3: Dedo articulado mano TBM. | 41 |
| 2.2.3.3. Evaluación y selección del mecanismo para el dedo pulgar..... | 44 |
| 2.2.3.3.1. Alternativa 1: Mecanismo plano..... | 45 |
| 2.2.3.3.2. Alternativa 2: Mecanismo de pulgar con alineación automática..... | 45 |
| 2.2.3.3.3. Alternativa 3: Exoesqueleto portátil para dedo pulgar. | 46 |
| 2.3. Diseño conceptual..... | 50 |
| 2.3.1. Análisis dimensional de la mano. | 50 |
| 2.3.2. Diseño de los dedos artificiales. | 52 |
| 2.3.3. Análisis de esfuerzos | 55 |
| 2.3.4. Esfuerzos máximos de von Mises | 61 |
| 2.3.5. Desplazamientos | 62 |
| 2.3.6. Deformaciones..... | 62 |
| 2.3.7. Diseño del mecanismo para el dedo pulgar | 63 |
| 2.4. Construcción | 64 |
| 2.4.1. Moldeo de la mano con amputación..... | 64 |
| 2.4.2. Escaneado del molde. | 65 |
| 2.4.3. Manufactura de piezas | 65 |
| 2.4.4. Ensamblaje | 66 |
| CAPÍTULO III | 68 |
| 3. PRUEBAS Y RESULTADOS | 68 |
| 3.1. Pruebas de funcionamiento | 68 |
| 3.1.1. Agarre de precisión..... | 68 |
| 3.1.1.1. Pinza..... | 68 |

| | |
|--------------------------------------|----|
| 3.1.2. Agarre de fuerza | 69 |
| 3.1.2.1. Cilíndrico | 69 |
| 3.1.2.2. Esférico | 69 |
| 3.2. Resultados | 70 |
| CAPÍTULO IV | 73 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 73 |
| 4.1. Conclusiones | 73 |
| 4.2. Recomendaciones | 74 |
| BIBLIOGRAFÍA | 75 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Fig. 1-1 Estructura mecánica de la mano [6]..... | 6 |
| Fig. 1-2 Articulación trapeciometacarpiana [9]..... | 7 |
| Fig. 1-3 Movimiento de oposición del dedo pulgar [8]..... | 8 |
| Fig. 1-4 a) Extensión, b) Flexión, c) Aducción, d) Abducción [9]..... | 8 |
| Fig. 1-5 a) Flexión MCF, b) Flexión IF [10]..... | 9 |
| Fig. 1-6 Movimientos de aducción y abducción de la articulación MCF [10]..... | 9 |
| Fig. 1-7 Movimientos de la articulación MCF: a) flexión, b) extensión [8] | 10 |
| Fig. 1-8 Articulaciones IFP e IFD: a) flexión IFP, b) flexión IFD, c) extensión IFD [11] .. | 10 |
| Fig. 1-9 Formas básicas de prensión [6]..... | 11 |
| Fig. 1-10 Mano en posición de inmovilización o reposo [8]..... | 12 |
| Fig. 1-11 Mano con amputación metacarpofalángica | 13 |
| Fig. 1-12 Modelo cinemático del dedo mecánico [15]..... | 14 |
| Fig. 1-13 Conexión de eslabones y notación de Denavit-Hartenberg [18] | 15 |
| Fig. 1-14 Simulación del enrollamiento del dedo [14]..... | 20 |
| Fig. 1-15 Prótesis X-finger [19] | 21 |
| Fig. 1-16 Mano raptor [21]..... | 22 |
| Fig. 1-17 Mano robótica Michelangelo [22] | 22 |
| Fig. 1-18 Mano robótica Bebionic [22]..... | 23 |
| Fig. 1-19 Mano robótica i-Limb Ultra [23] | 24 |
| Fig. 1-20 Mecanismo generador de función [27] | 26 |
| Fig. 1-21 Mecanismo trazador de trayectoria lineal [27] | 27 |
| Fig. 1-22 Mecanismo de cubierta del motor de un auto [27] | 27 |
| Fig. 2-1 Dedos articulados activados por cables [32]..... | 34 |
| Fig. 2-2 Dedo articulado COSA-GRS [34] | 35 |
| Fig. 2-3 Dedo mecánico con eslabonamiento de 4 barras [35] | 36 |
| Fig. 2-4 a) Dedo mecánico secuencial, b) Mano MORA hap-2 [36] | 40 |
| Fig. 2-5 Prototipo de dedo antropomórfico [37] | 40 |
| Fig. 2-6 a) Dedo articulado, b) Mano TBM [38]..... | 41 |
| Fig. 2-7 Rehabilitador de dedos [39]..... | 45 |
| Fig. 2-8 Mecanismo de pulgar con alineación automática [40] | 46 |

| | |
|--|----|
| Fig. 2-9 Exoesqueleto portátil para el dedo pulgar [41] | 46 |
| Fig. 2-10 Radiografía realizada al usuario..... | 51 |
| Fig. 2-11 Sistema de agarre adaptativo [38]..... | 53 |
| Fig. 2-12 a) Corte transversal del cilindro amortiguador [38], b) cilindro rediseñado..... | 53 |
| Fig. 2-13 Flexión de las articulaciones IFP e IFD | 54 |
| Fig. 2-14 Corte transversal del dedo mecánico | 54 |
| Fig. 2-15 D.C.L. Falange distal | 55 |
| Fig. 2-16 D.C.L. Eslabón 1..... | 56 |
| Fig. 2-17 D.C.L. Falange media | 57 |
| Fig. 2-18 D.C.L. Eslabón 2..... | 58 |
| Fig. 2-19 D.C.L. Falange proximal | 59 |
| Fig. 2-20 D.C.L. Eslabón 3..... | 60 |
| Fig. 2-21 Tensiones von Mises..... | 61 |
| Fig. 2-22 Desplazamientos dedo índice..... | 62 |
| Fig. 2-23 Deformaciones dedo índice | 63 |
| Fig. 2-24 Exoesqueleto para el dedo pulgar | 64 |
| Fig. 2-25 Molde de la mano con amputación | 65 |
| Fig. 2-26 a) Escaneado del molde, b) Digitalización del molde..... | 65 |
| Fig. 2-27 Dorso de la prótesis..... | 66 |
| Fig. 2-28 Mecanismos internos de los dedos..... | 66 |
| Fig. 2-29 Ensamblaje del prototipo | 67 |
| Fig. 3-1 Manipulación a) bolígrafo y b) cuchara..... | 68 |
| Fig. 3-2 Sujeción a) vaso y b) spray | 69 |
| Fig. 3-3 Sujeción de un cuerpo esférico | 70 |
| Fig. 3-4 Atrofiamiento del pulgar..... | 72 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1-1 Parámetros D-H para los dedos..... | 15 |
| Tabla 1-2 Propiedades de los termoplásticos ABS y PLA | 25 |
| Tabla 2-1. Necesidades del usuario | 29 |
| Tabla 2-2. Requerimientos técnicos | 29 |
| Tabla 2-3. Jerarquización de los requerimientos técnicos | 30 |
| Tabla 2-4. Evaluación del peso específico de cada criterio..... | 36 |
| Tabla 2-5. Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad..... | 37 |
| Tabla 2-6. Evaluación del peso específico del criterio seguridad | 37 |
| Tabla 2-7. Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación | 37 |
| Tabla 2-8. Evaluación del peso específico del criterio peso..... | 38 |
| Tabla 2-9. Evaluación del peso específico del criterio facilidad de montaje | 38 |
| Tabla 2-10. Evaluación del peso específico del criterio Mantenimiento | 38 |
| Tabla 2-11. Evaluación del peso específico del criterio costo | 39 |
| Tabla 2-12. Tabla de conclusiones | 39 |
| Tabla 2-13. Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad..... | 41 |
| Tabla 2-14. Evaluación del peso específico del criterio seguridad | 42 |
| Tabla 2-15. Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación | 42 |
| Tabla 2-16. Evaluación del peso específico del criterio peso..... | 42 |
| Tabla 2-17. Evaluación del peso específico del criterio facilidad de montaje | 43 |
| Tabla 2-18. Evaluación del peso específico del criterio mantenimiento..... | 43 |
| Tabla 2-19. Evaluación del peso específico del criterio costo | 43 |
| Tabla 2-20. Evaluación de la tabla de conclusiones..... | 44 |
| Tabla 2-21. Evaluación del peso específico de los criterios Mecanismo del pulgar | 47 |
| Tabla 2-22. Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad..... | 47 |
| Tabla 2-23. Evaluación del peso específico del criterio movilidad..... | 48 |
| Tabla 2-24. Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación | 48 |
| Tabla 2-25. Evaluación del peso específico del criterio peso..... | 48 |
| Tabla 2-26. Evaluación del peso específico del criterio montaje | 49 |
| Tabla 2-27. Evaluación del peso específico del criterio mantenimiento..... | 49 |

| | |
|---|----|
| Tabla 2-28. Evaluación del peso específico del criterio costo | 49 |
| Tabla 2-29. Evaluación de la tabla de conclusiones | 50 |
| Tabla 2-30. Medidas de los dedos de la mano izquierda..... | 52 |
| Tabla 3-1 Etapa de rediseño de la prótesis | 70 |
| Tabla 3-2 Resultados de pruebas | 71 |

INTRODUCCIÓN

Planteamiento del problema

De acuerdo con el informe mundial sobre la discapacidad publicada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) más de mil millones de personas, es decir, el 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad [1]. Entre los tipos de discapacidad más frecuentes es la física, que años atrás era asociada a problemas congénitos, pero ahora diversos factores han contribuido a que esta problemática crezca, así, el uso inadecuado de maquinaria y la aparición de problemas médicos ha incidido en la amputación de alguna extremidad, con mayor afectación en el miembro superior.

En la mayoría de centros dedicados a la fabricación de prótesis de mano convencionales no siempre pueden realizar un prototipo para ciertas clases de amputación, puesto que al momento de realizar una intervención quirúrgica la misión principal es la de preservar la mayor cantidad de tejidos sobre todo los muñones, asegurando que la mano mantenga en cierto porcentaje su funcionalidad, esto que genera una base inestable, con una forma irregular y poco espacio para alojar componentes electromecánicos, con todo lo antes mencionado se dificulta la colocación de una prótesis, situación que experimentan varios usuarios al asistir a dichos establecimientos.

La difícil situación a la que se enfrenta una persona que ha sufrido una amputación va enmarcada a múltiples variables que van desde el rechazo social, psicológico y familiar. Las consecuencias posteriores a este evento traumático ocasionan aislamiento y una etapa de constante lucha por retomar una vida en el punto en que se dejó, impactando su comportamiento con los demás y la realización laboral [2, p. 232].

“Según la Organización Mundial de la Salud, en años futuros la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está en aumento” [1]. Sin duda este problema seguirá estando presente en la sociedad, motivo por el cual se están produciendo dispositivos que imitan la función prensil de la mano con un alto desarrollo tecnológico, pero a un alto costo económico, pues con el rápido desarrollo de la ciencia y la tecnología el cuerpo sintético va a ser dominante en cuanto a extremidades y será normal ver miembros artificiales fusionados con el cuerpo humano imitando la función y desempeño de la parte real que se sustituye [3].

Las amputaciones a nivel de la mano siempre han sido motivo de investigación pues desde la antigüedad la humanidad ha tratado de reducir su impacto a través de la fabricación de prótesis, las cuales han ido mejorado tecnológicamente para ofrecer prestaciones y funcionalidades de una extremidad real y sobre todo para brindar mejores condiciones de vida a los usuarios.

Objetivos

Objetivo general

- Elaborar una prótesis para una mano con amputación metacarpofalángica.

Objetivos específicos

- Determinar los requerimientos de uso de la prótesis para satisfacer las necesidades de un usuario previamente seleccionado.
- Diseñar el mecanismo de la prótesis que se adapte a la mano.
- Construir una prótesis de mano según los requerimientos del diseño.

- Validar el funcionamiento del dispositivo protésico.

Alcance

El presente proyecto tiene como finalidad desarrollar una prótesis de mano que permita al usuario realizar actividades, tales como sujetar una botella para beber agua o utilizar un bolígrafo. El dispositivo propuesto será utilizado por una persona adulta que aún conserva el dedo pulgar y parte de la palma de la mano derecha.

Es importante recalcar que el dispositivo planteado no utiliza componentes electrónicos ni sistemas de alimentación externa.

Justificación

La Asamblea Nacional Constituyente en abril de 2008, y al amparo del Art.47 de la Constitución de la República del Ecuador, que reza “El Estado garantizará políticas de prevención de las discapacidades y de manera conjunta con la sociedad y la familia procurará la equiparación de oportunidades para las personas con discapacidad y su integración social [4].

La creación de políticas que velan por la integridad de las personas con discapacidad tuvo un impacto positivo en la sociedad, ya que muchas personas con discapacidad entre ellas las que han sufrido la amputación de la mano y/o miembro superior accedieron al empleo, entre otros beneficios, sin embargo, el desarrollo de las tareas tanto personales como laborales se vuelve un problema, es ahí, donde el uso de una prótesis se vuelve una necesidad, ya que a más de ayudar al usuario a desempeñarse mejor en sus funciones, también tiene un

impacto positivo en el aspecto emocional y social de él, como en el de su familia ya que incrementa las posibilidades de su reinserción psicosocial.

A lo largo de la historia, el hombre ha tratado de suplir el miembro perdido por otro que brinde una funcionalidad semejante, pero de manera artificial. Es por esta razón, que el diseño de una prótesis debe tomar en cuenta no sólo el hecho de suplir el miembro perdido, sino también las funciones que va a desempeñar el amputado con ella [2]. Otro aspecto importante que se obtiene con la elaboración de una prótesis es romper el paradigma que plantea que es necesario un presupuesto elevado para el desarrollo de proyectos de índole social, demostrando que con una inversión exequible se pueden generar prótesis funcionales, y sobre todo se busca potencializar la utilización de la tecnología al servicio de la comunidad con la ruptura de paradigmas sociales, culturales y tecnológicos [5].

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

Con el fin de comprender los elementos implicados detrás de los movimientos de la mano humana, se ha llevado a cabo un análisis del estado del arte sobre biomecánica y fisiología articular publicada en los últimos años. Al momento de realizar un agarre natural y confiable con una prótesis de mano es una tarea complicada aún no completamente resuelta. El estudio del comportamiento de la mano es la base para diseñar dispositivos protésicos lo más similar posible al miembro real, tanto desde el punto de vista estético como funcional. Por tal motivo se ha prestado especial atención a los movimientos que participan en las actividades de la vida diaria, para identificar las configuraciones manuales más comunes [6, p. 8].

1.1. Anatomía de la mano humana

La mano humana constituye dentro de la cadena mecánica de palancas de la extremidad superior el efector final el cual permite al ser humano desarrollar diversos tipos de agarre ya sea de precisión o potencia. La mano es un órgano móvil de elevada complejidad y con múltiples facetas. Se valora y juzga en función de su rendimiento y disponibilidad tanto en las tareas prensiles delicadas como en los patrones de toma de fuerza. Es muy móvil y adaptable ya que se acomoda a la forma de los objetos que se agarra o estudia [7, p. 371].

1.1.1. Estructura ósea y articulaciones.

En [6, p. 8] se expresa que, para profundizar en el conocimiento sobre el comportamiento del agarre de la mano, es necesario revisar su estructura básica, con especial atención a los huesos y articulaciones. La mano está formada por 27 huesos: 8 huesos del carpo, 5 huesos

metacarpianos en la palma y 14 huesos en los dedos, todos ellos unidos por las articulaciones que a continuación se detalla en la figura 1-1.

- articulación metacarpofalángica (MCF): 2 grados de libertad
- articulación interfalángica proximal (IFP): 1 grado de libertad
- articulación interfalángica distal (IFD): 1 grado de libertad
- articulación trapeciometacarpiana (TM): 2 grados de libertad
- articulación interfalángica (IF): 1 grado de libertad

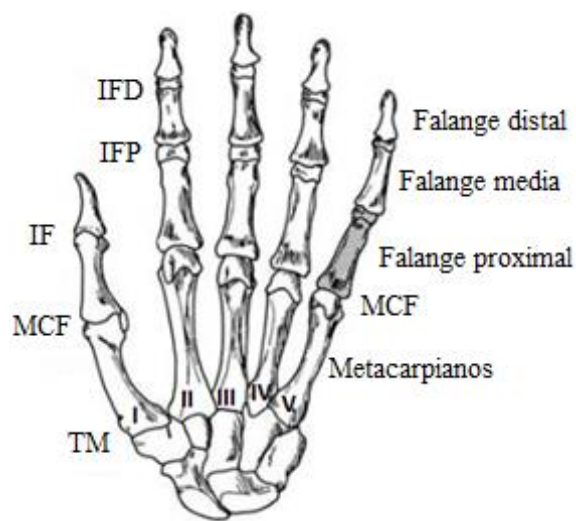


Fig. 1-1 Estructura mecánica de la mano [6]

1.1.1.1. Rango de movimiento del dedo pulgar.

El dedo pulgar es indispensable para realizar las pinzas digitales con los demás dedos, y en especial con el dedo índice, como también, en conjunto con todos los dedos para realizar un agarre de potencia. Sin el pulgar la mano pierde la mayor parte de su funcionamiento [8, p. 250].

La articulación trapeciometacarpiana es la encargada de brindarle al dedo pulgar una gran amplitud de movimiento ya que esta articulación es de tipo silla semejante a una junta universal cardánica. En la figura 1-2 se aprecia el movimiento en dos planos perpendiculares, como también, la rotación automática del segmento móvil sobre su eje longitudinal [8, p. 264].

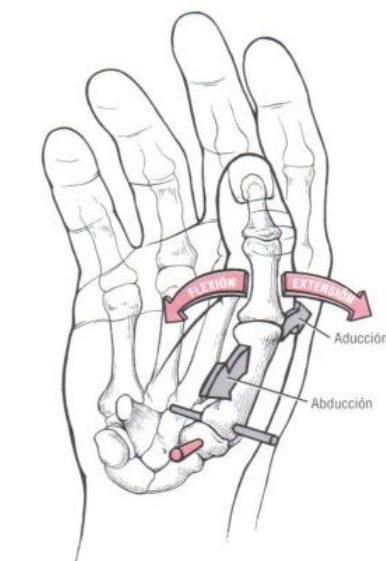


Fig. 1-2 Articulación trapeciometacarpiana [9]

Por lo tanto, esta articulación hace posible el movimiento de oposición que es el movimiento principal del dedo pulgar figura 1-3, pues permite desplazar la punta del pulgar en contacto con la punta de los otros cuatro dedos para constituir una pinza pulgodigital. Entonces, no existe una única oposición sino toda una gama de oposiciones que realizan una gran variedad de prensas y de acciones según el número de dedos implicados [8, p. 298].



Fig. 1-3 Movimiento de oposición del dedo pulgar [8]

Por su parte la articulación metacarpofalángica posee, dos grados de libertad, para los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción figura 1-4. Su compleja biomecánica asocia un tercer grado de libertad, la rotación de la primera falange sobre su eje longitudinal, movimiento no sólo pasivo, sino activo indispensable en el movimiento de la oposición [8, p. 278]. “Al final de la cadena mecánica de palancas del dedo pulgar se encuentra la articulación interfalángica la cual posee un solo eje transversal y fijo en torno al cual se efectúan los movimientos de flexión-extensión de la falange distal” [8, p. 286].

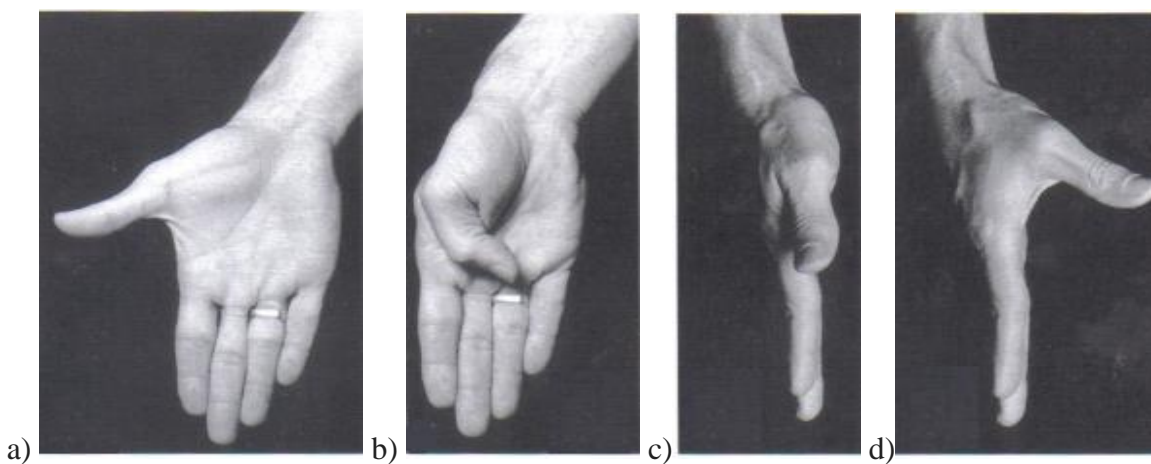


Fig. 1-4 a) Extensión, b) Flexión, c) Aducción, d) Abducción [9]

La flexión de la articulación MCF figura 1-5, forma un ángulo aproximado de 50° con respecto al eje longitudinal del primer metacarpiano, así mismo, la articulación IF forma un ángulo de 80° flexionada con respecto al mismo punto de referencia [10].

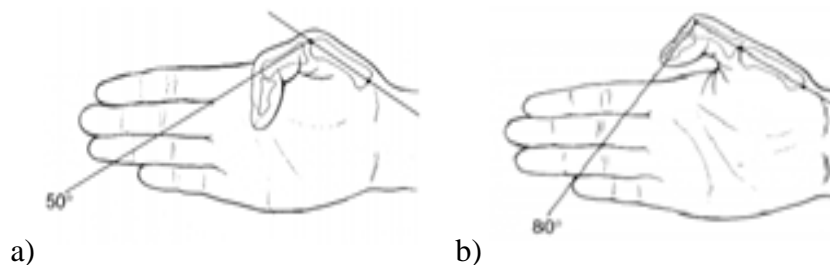


Fig. 1-5 a) Flexión MCF, b) Flexión IF [10]

1.1.1.2. Rango de movimiento de los dedos.

La abducción y la aducción son limitadas, y se producen tan sólo en las articulaciones MCF, están situados en el plano de la palma de la mano y se centra en el dedo medio con un ángulo aproximado de 20° como se detalla en la figura 1-6. La abducción es el movimiento de los dedos alejándose del dedo medio, mientras que la aducción es el movimiento de los demás dedos aproximándose a este [10].

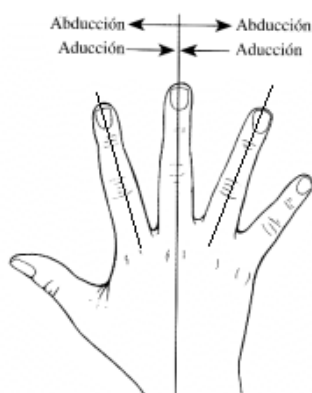


Fig. 1-6 Movimientos de aducción y abducción de la articulación MCF [10]

Por otra parte, la flexión de la articulación MCF aumenta de una forma aproximadamente lineal, al ir pasando del índice al meñique con un ángulo promedio de 90° . La extensión en las articulaciones MCF tiene un ángulo aproximado de 40° , que es similar en los cuatro dedos figura 1-7 [8, p. 220].

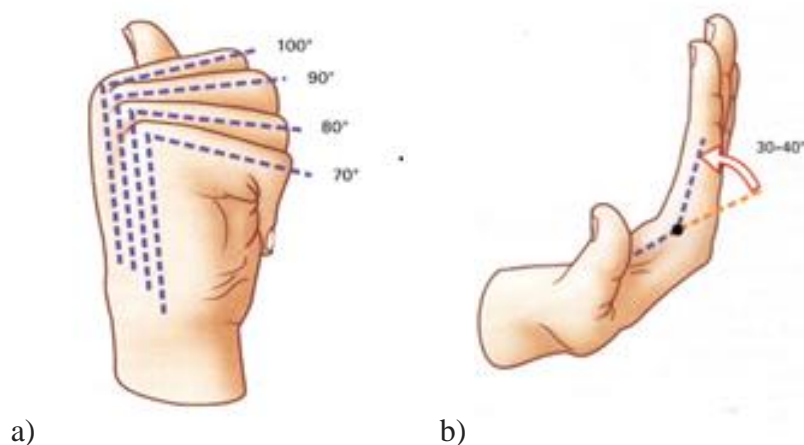


Fig. 1-7 Movimientos de la articulación MCF: a) flexión, b) extensión [8]

La articulación IFP no puede desarrollar movimientos de extensión. Sin embargo, la flexión de los dedos en esta articulación se puede dar hasta 100° aproximadamente. La flexión de los dedos en las articulaciones IFD puede formar un ángulo aproximado de 90° y una extensión máxima de 10° aproximadamente en dirección opuesta figura 1-8 [11].

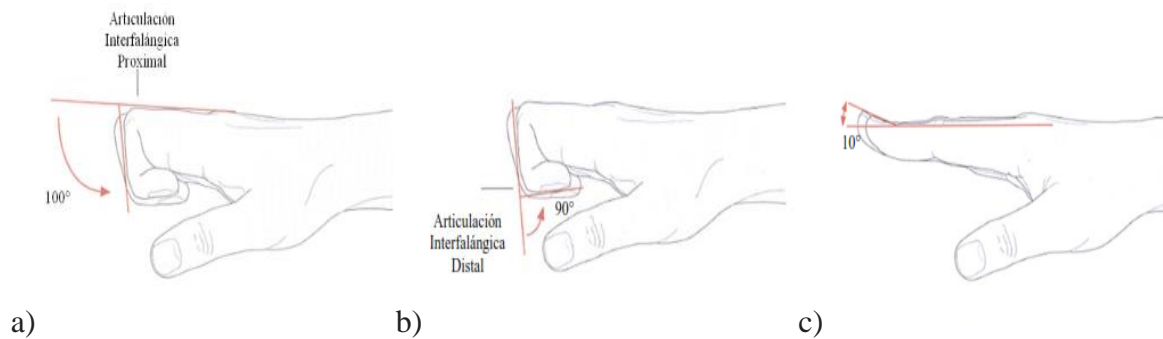


Fig. 1-8 Articulaciones IFP e IFD: a) flexión IFP, b) flexión IFD, c) extensión IFD [11]

1.1.2. Formas básicas de prensión.

La compleja estructura de la mano le otorga capacidades motrices, para realizar un agarre poderoso, así como delicados movimientos. Los estudios conductuales han demostrado que el modo de agarre depende de las características físicas del objeto como son la forma y el tamaño, pero también de la tarea que se debe realizar una vez que el objeto ha sido agarrado. En base a estas consideraciones se ha dividido la capacidad de asir de la mano humana en agarres de fuerza y precisión, pero posteriormente se los clasificó en seis tipos diferentes de prensión, como se muestra en la figura 1-9. [6, p. 9].



Fig. 1-9 Formas básicas de prensión [6]

1.1.3. Posición funcional de la mano.

Cuando la mano sufre una lesión grave y se necesita inmovilizar por un periodo de tiempo considerable para su recuperación, se coloca los dedos en una posición específica para no atrofiar las articulaciones y músculos, por lo tanto, las articulaciones IFD e IFP se flexionan ligeramente 20° , las articulaciones MCF se fijan de forma que se alineen las falanges proximales con los huesos metacarpianos y el pulgar se coloca formando un ángulo de 45° con el segundo metacarpiano, ver figura 1-10 [8, p. 328].



Fig. 1-10 Mano en posición de inmovilización o reposo [8]

1.2. Amputación postraumática metacarpofalángica

La amputación traumática metacarpofalángica es el resultado de un accidente industrial generalmente ocurre a lo largo de una línea recta a través de los metacarpianos, pero puede estar en cualquier ángulo con la línea a través de la fila distal de los huesos del carpo figura 1-11. El pulgar puede ser preservado, parcialmente amputado o ausente en amputaciones a través del área metacarpiana de la mano. Para disminuir su impacto se pueden usar manos cosméticas o dispositivos funcionales o ambos para restaurar la apariencia y la función. Los

dispositivos funcionales y, en menor medida, las manos cosméticas son más difíciles de construir en este nivel de amputación porque el muñón corto no proporciona una base estable por lo que se hace necesario extender el dispositivo por encima de la muñeca para obtener estabilidad [12].



Fig. 1-11 Mano con amputación metacarpofalángica

1.3.Sensación de miembro fantasma

Es la sensación no dolorosa que experimentan las personas que han sufrido una amputación o pérdida de una extremidad, y que consiste en seguir percibiendo con un elevado grado de realidad tanto en sus componentes sensoriales como motores, es lo que se denomina “sensación de miembro fantasma”. Esta sensación es muy frecuente en los pacientes amputados y está presente en el primer mes tras la amputación hasta en un 90% de los pacientes. Estas sensaciones de percepción del miembro amputado suelen aparecer inmediatamente tras la amputación. En la mayoría de los casos la tendencia es hacia la percepción de la parte corporal más distal, como el pie y dedos en el caso de las extremidades inferiores, o bien la mano o dedos, en el caso de la extremidad superior [13].

1.4. Modelo cinemático de la prótesis

Dado que todos los dedos poseen la misma estructura, se desarrolló el mismo modelo para todos, así, la cadena mecánica de palancas de cada dedo está definida por 3 eslabones y 3 articulaciones de tipo rotacional.

En [14] se presenta un modelo cinemático con las mismas características al propuesto en el presente trabajo, el cual cuenta con cuatro tramas, tres eslabones y tres articulaciones en la figura 1-12 se muestra el modelo empleado.

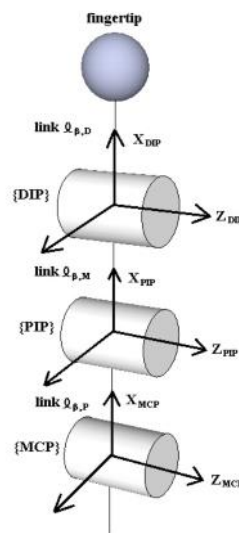


Fig. 1-12 Modelo cinemático del dedo mecánico [15]

Las ecuaciones cinemáticas directas se utilizan para obtener la posición y la orientación de la punta del dedo de acuerdo con los ángulos de rotación de las juntas. Las ecuaciones del modelo han sido calculadas mediante los parámetros de Denavit-Hartenberg [16].

Denavit-Hartenberg propusieron un enfoque sistemático y generalizado de utilizar álgebra matricial para describir y representar la geometría espacial de los elementos con

respecto a un sistema de referencia fijo. Este método utiliza una matriz de transformación para describir la relación espacial entre dos elementos mecánicos rígidos adyacentes y reduce el problema cinemático directo a encontrar una matriz de transformación homogénea 4x4 que relaciona el desplazamiento espacial del sistema de coordenadas del efector final con el sistema de coordenadas de referencia [17]. En la tabla 1-1 se muestra los parámetros D-H para el modelo propuesto.

Tabla 1-1
Parámetros D-H para los dedos

| i | θ_i | d_i | a_{i-1} | α_{i-1} |
|-----|--------------------------|-------|-----------|----------------|
| 1 | $\theta_{1(\text{MCF})}$ | 0 | 0 | 0 |
| 2 | $\theta_{2(\text{IFP})}$ | 0 | l_1 | 0 |
| 3 | $\theta_{3(\text{IFD})}$ | 0 | l_2 | 0 |
| 4 | 0 | 0 | l_3 | 0 |

Nota: [14]

En la figura 1-13 se aprecia la conexión entre eslabones, además, de los parámetros de Denavit- Hartenberg.

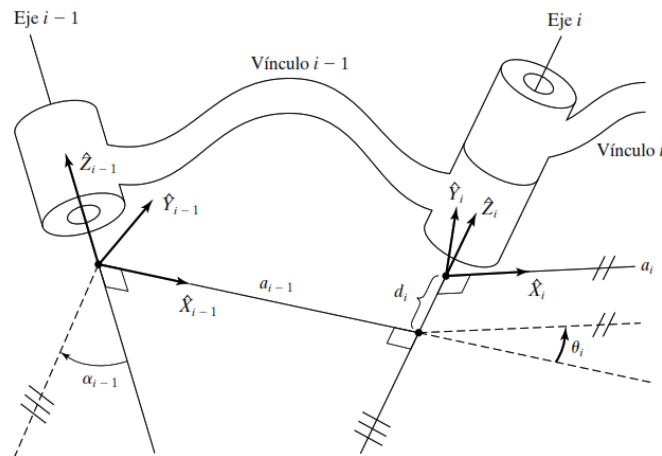


Fig. 1-13 Conexión de eslabones y notación de Denavit-Hartenberg [18]

Dónde:

a_{i-1} : Es la distancia de \hat{Z}_i a \hat{Z}_{i+1} medida sobre \hat{X}_i (longitud del eslabón);

α_{i-1} : Es el ángulo de \hat{Z}_i a \hat{Z}_{i+1} medida sobre \hat{X}_i (ángulo entre ejes debido a torsión);

d_i : Es la distancia de \hat{X}_{i-1} a \hat{X}_i medida sobre \hat{Z}_i (desplazamiento axial entre eslabones);

θ_i : Es el ángulo de \hat{X}_{i-1} a \hat{X}_i medido sobre \hat{Z}_i (ángulo entre ejes debido a rotación).

La matriz de rotación está compuesta por el producto punto entre vectores unitarios de los ejes coordenados de cada sistema de referencia o también por los cosenos de los ángulos directores de cada vector, como en el modelo propuesto todas las rotaciones se dan en el eje Z, por lo tanto, la matriz de rotación está dada de la siguiente manera.

$$R = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

A continuación, se muestra los elementos que integran la matriz de transformación homogénea.

$$H_0^1 = \left[\begin{array}{ccc|c} \text{Rotación} & & & \text{Traslación} \\ \hline \text{Perspectiva} & & & \text{Escalado} \end{array} \right]$$

$$H_0^1 = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

Para evitar que la nomenclatura de los elementos empleados en las matrices sea demasiado extensa se recurrió al uso de contracciones.

$$\cos \theta_1 = C_1; \quad \cos \theta_2 = C_2; \quad \cos \theta_3 = C_3$$

$$\sin \theta_1 = S_1; \quad \sin \theta_2 = S_2; \quad \sin \theta_3 = S_3$$

$$H_0^1 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & 0 \\ S_1 & C_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_1^2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & l_1 \\ S_2 & C_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_2^3 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & l_2 \\ S_3 & C_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_3^4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La cinemática directa para los dedos de la prótesis está dada por:

$$H_0^4 = [H_0^1 H_1^2 H_2^3 H_3^4]$$

Como primer paso se encuentra la matriz $H_0^2 = H_0^1 H_1^2$.

$$H_0^2 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & 0 \\ S_1 & C_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & l_1 \\ S_2 & C_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_0^2 = \begin{bmatrix} C_1 C_2 - S_1 S_2 & -C_1 S_2 - S_1 C_2 & 0 & l_1 C_1 \\ S_1 C_2 + C_1 S_2 & -S_1 S_2 + C_1 C_2 & 0 & l_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Aplicación de identidades trigonométricas para la suma y diferencia de funciones de 2 o más ángulos.

$$\cos \theta_1 \cos \theta_2 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 = \cos (\theta_1 + \theta_2) = C_{12} \quad (1)$$

$$\sin \theta_1 \cos \theta_2 + \cos \theta_1 \sin \theta_2 = \sin (\theta_1 + \theta_2) = S_{12} \quad (2)$$

Entonces la matriz H_0^2 queda de la siguiente manera

$$H_0^2 = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & l_1 C_1 \\ S_{12} & C_{12} & 0 & l_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

A continuación, se busca la matriz $H_0^3 = H_0^1 H_1^2 H_2^3$.

$$H_0^3 = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & l_1 C_1 \\ S_{12} & C_{12} & 0 & l_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & l_2 \\ S_3 & C_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_0^3 = \begin{bmatrix} C_{12} C_3 - S_{12} S_3 & -C_{12} S_3 - S_{12} C_3 & 0 & l_1 C_1 + l_2 C_{12} \\ S_{12} C_3 + C_{12} S_3 & -S_{12} S_3 + C_{12} C_3 & 0 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\cos \theta_{12} \cos \theta_3 - \sin \theta_{12} \sin \theta_3 = \cos (\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = C_{123} \quad (3)$$

$$\sin \theta_{12} \cos \theta_3 + \cos \theta_{12} \sin \theta_3 = \sin (\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = S_{123} \quad (4)$$

Reemplazando (1) & (2) en (3);

$$= \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_3 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3$$

$$= (\cos \theta_1 \cos \theta_2) \cos \theta_3 - (\sin \theta_1 \sin \theta_2) \sin \theta_3$$

$$= \cos \theta_{12} \cos \theta_3 - \sin \theta_{12} \sin \theta_3$$

$$= \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = C_{123}$$

Reemplazando (1) & (2) en (4);

$$= \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \sin \theta_3$$

$$= (\sin \theta_1 \sin \theta_2) \cos \theta_3 + (\cos \theta_1 \cos \theta_2) \sin \theta_3$$

$$= \sin \theta_{12} \cos \theta_3 + \cos \theta_{12} \sin \theta_3$$

$$= \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = S_{123}$$

Entonces la matriz H_0^3 queda de la siguiente manera:

$$H_0^3 = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 & l_1 C_1 + l_2 C_{12} \\ S_{123} & C_{123} & 0 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Finalmente se obtiene la matriz de transformación homogénea:

$$H_0^4 = [H_0^1 H_1^2 H_2^3 H_3^4]$$

$$H_0^4 = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 & l_1 C_1 + l_2 C_{12} \\ S_{123} & C_{123} & 0 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_0^4 = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 & l_1 C_1 + l_2 C_{12} + l_3 C_{123} \\ S_{123} & C_{123} & 0 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} + l_3 S_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Una vez obtenida la matriz se genera una visualización del modelo y su funcionamiento al enrollarse de forma secuencial, en [14] la articulación IFD es fija y forma un ángulo aproximado de 30° con la falange media, el inconveniente con esta disposición es que la apertura de la mano es reducida, por lo tanto, no se pueden sujetar objetos con un diámetro mayor para el cual fue diseñado, en la figura 1-13 se aprecia el enrollamiento de un dedo mecánico con tres articulaciones.

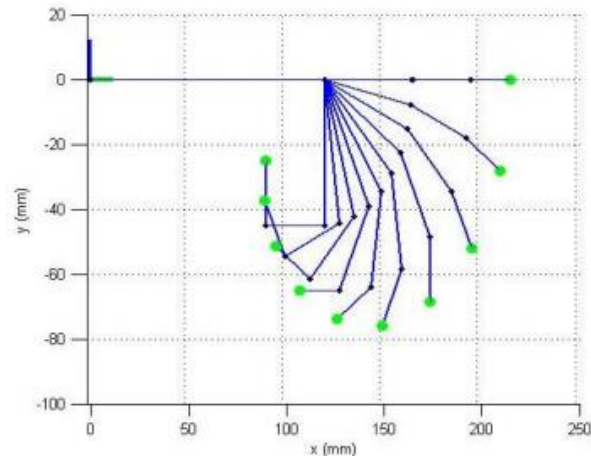


Fig. 1-14 Simulación del enrollamiento del dedo [14]

1.5. Prótesis activas de miembro superior y manos robóticas

Existen varios tipos de dispositivos protésicos cada uno con ventajas y desventajas frente a los demás, así, por ejemplo, las prótesis con un alto desarrollo tecnológico tienen una gran variedad de movimientos prensiles, pero por su elevado costo son difíciles de adquirir, por su parte las prótesis accionadas por los músculos o muñones remanentes tienen movimientos limitados, pero son más accesibles y fáciles de utilizar.

1.5.1. X-finger.

Es una prótesis mecánica que recrea el movimiento natural haciendo uso de los muñones remanentes de los dedos amputados, pero si el dedo fue removido de raíz este será impulsado por un dedo sano contiguo y si el paciente perdió todos los dedos entonces serán impulsados por la muñeca como se muestra en la figura 1-15, este sistema permite abrir y cerrar los dedos mecánicos para realizar ciertos movimientos de agarre y precisión, como el X-finger sigue el

movimiento de un dedo residual, no hay una curva de aprendizaje, así que, el usuario puede usarlo inmediatamente después de colocárselo [19].



Fig. 1-15 Prótesis X-finger [19]

1.5.2. Mano Raptor.

Esta prótesis fue creada por la empresa e-NABLE, está fabricada a través de impresión 3D, este dispositivo usa un sistema de tendones que son accionados por la flexión de la muñeca generando el cierre y apertura de los dedos como se observa en la figura 1-16, un aspecto importante sobre el uso de este dispositivo es que el amputado tenga aún la función de la muñeca y gran parte de la palma para que el dispositivo funcione correctamente, una de las ventajas de este dispositivo es que es libre, el usuario puede descargar los archivos e imprimirlos para su posterior construcción e implementación [20].

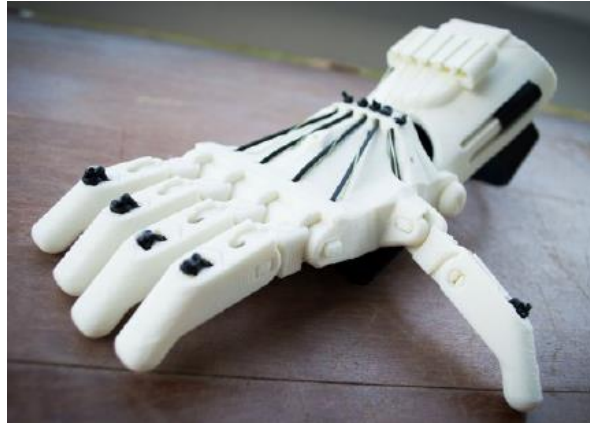


Fig. 1-16 Mano raptor [21]

1.5.3. Mano robótica Michelangelo.

Esta mano robótica fue diseñada por la empresa Ottobock, está constituida por cinco dedos con independencia de movimiento. Su peso es de 420g, una fuerza de agarre en el modo de oposición de 70 N, tiene una velocidad de cierre y apertura de 325mm/s. En la punta de los dedos poseen una combinación de materiales suaves y duros como una mano real. Posee 7 movimientos entre agarres de potencia y manipulación, a continuación, en la figura 1-17 se aprecia su diseño [22].



Fig. 1-17 Mano robótica Michelangelo [22]

1.5.4. Mano robótica BeBionic.

Esta mano fue adquirida por la empresa Ottobock es controlada a través de señales mioeléctricas, es más realista y fácil de usar. Esta mano ofrece una amplia gama de agarres, pues posee motores individuales en cada dedo, control de velocidad proporcional, posiciones de pulgar seleccionables, y 14 patrones de agarre, lo cual permite realizar una enorme variedad de tareas, soporta cargas estáticas de hasta 45kg [22].



Fig. 1-18 Mano robótica BeBionic [22]

1.5.5. Mano i-Limb ultra.

Es una prótesis controlada por el software Biosim de Touch Bionics, La i-Limb ultra es la mano protésica más versátil disponible, ya que brinda la posibilidad de personalizar el dispositivo para una amplia gama de actividades. Entre sus características principales se destacan el pulgar rotativo manualmente para crear diferentes opciones de agarre, dedos articulados con movimiento individual, tiene un peso de 523g y soporta cargas estáticas de hasta 90kg [23].



Fig. 1-19 Mano robótica i-Limb Ultra [23]

1.6. Materiales empleados en la fabricación de prótesis

En la fabricación de prótesis existe una gran variedad de materiales, entre los más utilizados está el aluminio en conjunto con los materiales termoplásticos como el ABS y el PLA que tienen excelentes propiedades mecánicas, además de la facilidad de moldear y de mecanizar. La fibra de carbono es otro material que ha revolucionado el campo de las prótesis ya que es un material con una alta resistencia mecánica y bajo peso, pero por su elevado costo la hace inaccesible para personas de bajos recursos económicos.

1.6.1. Aluminio.

El aluminio tiene mucha conductividad eléctrica y térmica, y su resistencia a la corrosión es excelente debido a la formación de una película superficial de óxido, delgada y dura. Es un metal muy dúctil y es notable la capacidad que tiene para adquirir la forma deseada. El aluminio puro tiene resistencia relativamente baja, pero se puede alea y tratar térmicamente para competir con ciertos aceros, en especial cuando el peso es una consideración importante [24, p. 113].

1.6.2. Termoplásticos ABS y PLA.

El ABS es un termoplástico común muy conocido en la industria del moldeo por inyección, se utiliza para fabricar un sin número de productos. Por otra parte, el PLA es un termoplástico biodegradable bajo condiciones correctas, derivado de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar. Es uno de los bioplásticos más populares, utilizado para muchas aplicaciones que van desde utensilios hasta implantes protésicos y médicos [25].

Tabla 1-2
Propiedades de los termoplásticos ABS y PLA

| Propiedades | ABS | PLA |
|---------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| Resistencia a la tracción | 27,5 MPa | 37 MPa |
| Elongación | 3,5 – 50% | 6% |
| Módulo de flexión | 2,1 – 7,6 GPa | 4 GPa |
| Densidad | 1,0 – 1,4 g/cm ³ | 1,3 g/cm ³ |
| Punto de fusión | N/A (amorfo) | 173 °C |
| Biodegradable | No | Si, bajo condiciones correctas |

Nota: [25]

1.6.3. Fibra de Carbono.

Es un material formado por fibras de 50-10 micras de diámetro, compuesto principalmente de átomos de carbono. Tiene excelentes propiedades tales como una alta flexibilidad, alta resistencia, bajo peso, tolerancia a altas temperaturas y baja expansión térmica, es un material muy popular en la industria aeroespacial, ingeniería, aplicaciones

militares y deportes, el mayor inconveniente que presenta este material es su elevado costo [26].

1.7.Eslabonamiento de cuatro barras

Este mecanismo se usa en una gran variedad de máquinas y dispositivos. El eslabonamiento de lazo cerrado más simple es el de cuatro barras, que tiene tres eslabones móviles, un fijo y cuatro juntas revolutas o de pasador. El eslabonamiento de cuatro barras es la cadena más básica de eslabones conectados por pasadores que permite movimiento relativo entre eslabones. Las cuatro barras forman un mecanismo muy versátil usado en miles de aplicaciones [27].

1.7.1. Generador de función.

“Es un eslabonamiento en el que el movimiento relativo (o fuerzas) entre eslabones conectados a tierra es de interés. En la generación de función, la tarea no requiere un punto trazador de trayectoria sobre el eslabón acoplador” [27].

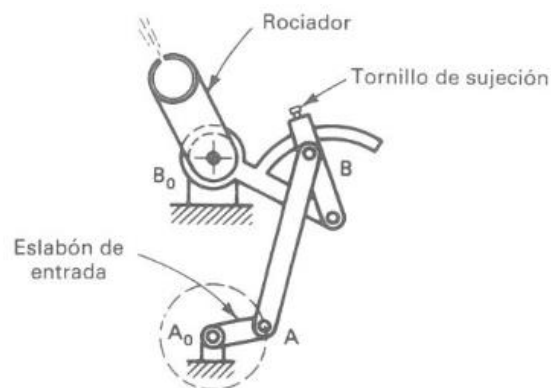


Fig. 1-20 Mecanismo generador de función [27]

1.7.2. Generación de trayectoria.

“En este tipo de eslabonamiento interesa sólo la trayectoria de un punto trazador y no la rotación del eslabón acoplador” [27].

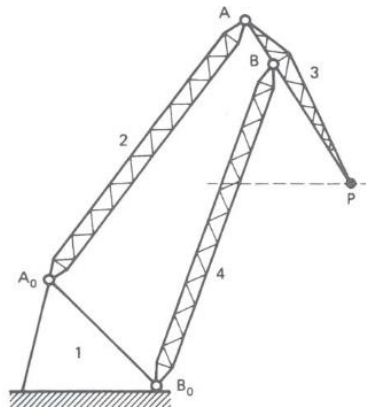


Fig. 1-21 Mecanismo trazador de trayectoria lineal [27]

1.7.3. Generación de movimiento

En este tipo de configuración “Es de interés el movimiento total del eslabón acoplador, las coordenadas x , y del punto trazador de trayectoria y la orientación angular del eslabón acoplador” [27].

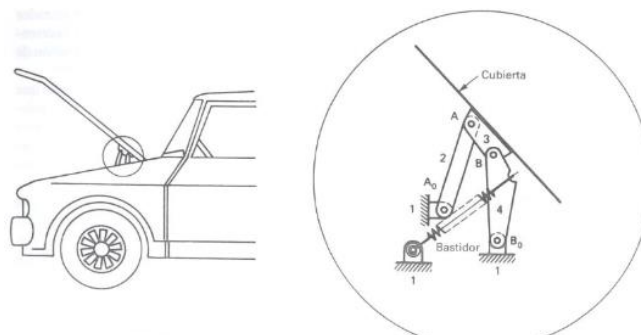


Fig. 1-22 Mecanismo de cubierta del motor de un auto [27]

CAPÍTULO II

2. METODOLOGÍA

Para identificar cuáles son los parámetros más importantes en el diseño de la prótesis se empleó el despliegue de la función de calidad (QFD) como metodología para determinar que requerimientos son los más importantes y bajo los cuales se centrara el diseño del prototipo, posterior a esto se plantearon alternativas de diseño tanto para los elementos de transmisión como para los mecanismos que a través del método ordinal corregido de criterios ponderados se seleccionó las mejores soluciones. Para garantizar que la prótesis encaje sin problema se escaneo la mano del usuario, todo esto fue realizado para evitar molestias al momento de usar el dispositivo, una vez ensamblado se sometió el prototipo a pruebas para verificar su correcto funcionamiento.

2.1. Análisis de los requerimientos del proyecto

Tanto las expectativas que tiene el usuario como los requerimientos técnicos medibles que debe poseer el prototipo deben estar contrastados para que el dispositivo satisfaga las necesidades de uso y ayude al usuario a desempeñar de una mejor manera las tareas que realiza a diario.

2.1.1. Identificación de las necesidades del usuario

En una entrevista previa se identificó las necesidades que tenía el beneficiario con respecto al dispositivo protésico, que en el proceso de diseño se convirtieron en la voz del cliente puesto que serán las guías para plantear las soluciones técnicas más viables, además,

fueron ponderados en un rango de 0-10 de acuerdo con el nivel de importancia para el usuario, en la tabla 2-1 se muestra las principales necesidades que fueron recopiladas.

Tabla 2-1.
Necesidades del usuario

| Ítem | Necesidad | Peso / Importancia |
|------|--|--------------------|
| 1 | Que el agarre sea seguro y natural | 10 |
| 2 | Que sea fácil de usar | 9 |
| 3 | Que tenga un costo accesible | 6 |
| 4 | Que pueda sostener objetos con formas diferentes | 9 |
| 5 | Que sea de fácil mantenimiento | 7 |
| 6 | Que sea fácil de fabricar | 7 |
| 7 | Que tenga un peso adecuado | 8 |

2.1.2. Identificación de los requerimientos técnicos del prototipo

Una vez identificadas las necesidades se procedió a generar soluciones técnicas medibles. La tabla 2-2 muestra los parámetros que se plantearon para dar solución a las necesidades anteriormente citadas.

Tabla 2-2.
Requerimientos técnicos

| Ítem | Necesidad | Requerimiento técnico |
|------|-----------|---|
| 1 | 1 | Fuerza y movimiento generados por el dedo pulgar |
| 2 | 2 | Diseño amigable (uso sin necesidad de entrenamiento) |
| 3 | 3 | Materiales y fabricación de bajo costo |
| 4 | 4 | Dedos adaptativos (enrollamiento de los dedos alrededor del objeto) |
| 5 | 5 | Estructura y mecanismos desmontables |
| 6 | 6 | Tiempo de fabricación |
| 7 | 7 | Materiales ligeros |

2.1.3. Despliegue de la función de calidad (QFD)

El QFD es un método globalizador cuyo objetivo principal es asegurar que en la definición de un producto o servicio se han considerado las necesidades y requerimientos de los usuarios (o, la voz del usuario), a la vez que también constituye una herramienta para la planificación de la calidad durante el ciclo de vida. Consiste en un proceso estructurado que permite traducir los requerimientos y deseos de los usuarios en requerimientos técnicos de ingeniería en cada fase del diseño y de la fabricación [28, p. 177].

Una vez colocados las necesidades y requerimientos en la matriz QFD se procede a identificar las relaciones y correlaciones existentes entre ellos. En el anexo A se encuentra el despliegue de la función de calidad cuyos resultados se muestran en la tabla 2-3, donde los requerimientos están jerarquizados de acuerdo con el nivel de importancia que tiene cada uno de ellos.

Tabla 2-3.
Jerarquización de los requerimientos técnicos

| Ítem | Nivel de importancia | Requerimientos técnicos |
|------|----------------------|---|
| 1 | 21,8 | Dedos adaptativos (enrollamiento de los dedos alrededor del objeto) |
| 2 | 20,0 | Diseño amigable (uso sin necesidad de entrenamiento) |
| 3 | 14,3 | Fuerza y movimiento generados por el dedo pulgar |
| 4 | 13,2 | Materiales y fabricación de bajo costo |
| 5 | 11,5 | Materiales ligeros |
| 6 | 10,1 | Estructura y mecanismos desmontables |
| 7 | 9,2 | Tiempo de fabricación |

2.1.3.1. Conclusiones del despliegue de la función de calidad

Luego de obtener los resultados de la matriz QFD se llegó a la conclusión que los tres primeros requerimientos son los de mayor importancia, pues engloban todas las características mecánicas que debe tener el prototipo para brindarle al usuario un agarre seguro, además de permitirle la manipulación de objetos de diferentes formas.

- Dedos adaptativos (sostener objetos con formas diferentes) este requerimiento tiene el porcentaje más alto con el 21,8%
- Diseño amigable (fácil de usar) este requerimiento tiene el 20,0%
- Fuerza y movimiento generados por el dedo pulgar (agarre seguro y natural) con el 14,3%.

El prototipo será diseñado tomando en cuenta los tres criterios antes citados pues son los que tienen el mayor nivel de importancia, convirtiéndose, así, en las directrices de diseño que debe tener la prótesis para satisfacer las necesidades del usuario.

2.2. Conceptualización

Para reducir el nivel de complejidad del prototipo en la etapa de diseño se dividió en subsistemas obteniendo así una estructura funcional más detallada y clara por lo tanto en el proceso se plantearon varias alternativas para cada uno de ellos, fueron evaluadas a través del método ordinal corregido de criterios ponderados para posteriormente seleccionar las mejores y continuar con el desarrollo de la prótesis.

2.2.1. Método ordinal corregido de criterios ponderados

Para decidir entre diversas soluciones especialmente en la etapa de diseño conceptual, es recomendable emplear el método ordinal corregido de criterios ponderados ya que, sin la necesidad de evaluar los parámetros de cada propiedad y sin tener que estimar numéricamente el peso de cada criterio, permite obtener resultados globales suficientemente significativos [28, p. 59]. En este método se utilizan tablas en las que se confronta cada criterio o solución con los restantes criterios o soluciones y se les asigna los siguientes valores:

- Si el criterio (o solución) de las filas es superior (o mejor; $>$) que el de las columnas tiene una valoración de 1.
- Si el criterio (o solución) de las filas es equivalente ($=$) al de las columnas tiene un valor de 0,5.
- Y si el criterio (o solución) de las filas es inferior (o peor; $<$) que el de las columnas su valoración es 0.

2.2.2. Criterios de evaluación

A continuación, se presentan varios criterios que sintetizan las ventajas y desventajas de los diferentes elementos mecánicos y mecanismos.

- **Funcionalidad:** Los elementos mecánicos y mecanismos integrados en el prototipo deben permitirle al usuario un agarre funcional, es decir ayudar a desarrollar con cierta normalidad sus actividades diarias.

- **Seguridad:** al momento de agarrar un objeto este debe estar sujeto firmemente por lo tanto los mecanismos deben permitir el enrollamiento de las falanges alrededor del mismo.
- **Peso:** Un criterio importante puesto que el usuario en sus actividades diarias sujetara varios objetos, por lo tanto, el peso del dispositivo no debe influir en el desarrollo de las mismas o en su defecto generar agotamiento al usuario por el uso prolongado del dispositivo.
- **Facilidad de fabricación:** el dispositivo al estar sometido a esfuerzos y ciclos repetitivos de trabajo en algún momento presentara desgaste o falla de algún elemento, por lo tanto, estos deben ser fáciles y rápidos de fabricar en el área local.
- **Facilidad de ensamblaje:** En caso de que el usuario no cuente con la supervisión de una persona experta en el área, este debe ser capaz de armar por si solo el dispositivo o reemplazar algún elemento de ser el caso.
- **Costo:** Un criterio importante pero no determinante en el desarrollo del prototipo, por lo tanto, el valor económico del dispositivo debe estar al alcance del usuario.
- **Mantenimiento:** El dispositivo debe trabajar sin problemas por un periodo de tiempo considerable lo que significa que los mantenimientos no deben ser tan periódico.
- **Movilidad:** este criterio solo se implementó en la evaluación y selección del mecanismo para el dedo pulgar y esto se debe a que la gran amplitud de movimiento que tiene no debe estar limitada, por lo tanto, el mecanismo no debe obstruir en su desempeño.

2.2.3. Alternativas de diseño

Para cada uno de los subsistemas se plantearon varias alternativas de elementos mecánicos y mecanismos para posteriormente evaluarlos y seleccionar las mejores opciones.

2.2.3.1. Evaluación y selección de los elementos mecánicos de transmisión

A continuación, se presenta un breve resumen sobre las alternativas más comunes de los elementos mecánicos empleados en la generación del movimiento para dedos artificiales.

2.2.3.1.1. Alternativa 1: Cables o tendones

Existe un gran número de prótesis que implementan tendones o cables [29], [30], [31], [32] para generar los movimientos de flexión y extensión en los dedos ya que son fáciles de instalar, tienen un bajo costo pero con el uso prolongado estos elementos se estiran y pierden sus características mecánicas además generan un esfuerzo cortante en las áreas de contacto haciendo necesario un mantenimiento periódico, reduciéndose así la vida útil del dispositivo.

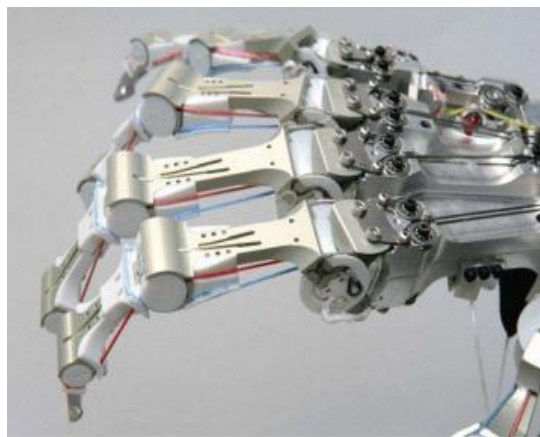


Fig. 2-1 Dedos articulados activados por cables [32]

2.2.3.1.2. Alternativa 2: Engranajes

En los últimos años se han desarrollado dedos articulados donde los principales elementos de transmisión son engranajes [33], [34], estos elementos son excelentes en la transmisión de fuerza para el agarre pero reduce la velocidad de reacción en el cierre y apertura de los dedos, su fabricación en metal es compleja y costosa, pero su ensamblaje es sencillo, a todo esto se suma el uso de un actuador lo que incrementa el peso y el costo final del dispositivo.

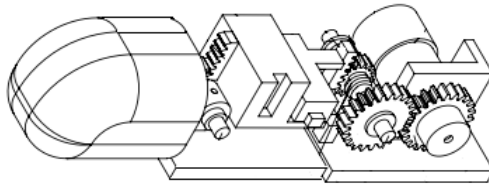


Fig. 2-2 Dedo articulado COSA-GRS [34]

2.2.3.1.3. Alternativa 3: Eslabones

Por la versatilidad que tiene el mecanismo de 4 barras se usa en una infinidad de aplicaciones, una de ellas es el diseño de dedos adaptativos para prótesis de mano [35], [36], [37], [38] este sistema permite que los movimientos de flexión y extensión sean más naturales característica que lo hace bastante funcional al momento de agarrar un objeto, pues permite el enrollamiento de las falanges alrededor del mismo, además de sujetarlo con firmeza, su fabricación es sencilla al igual que el ensamblaje, pero su costo y peso varía si el sistema implementa o no actuadores.

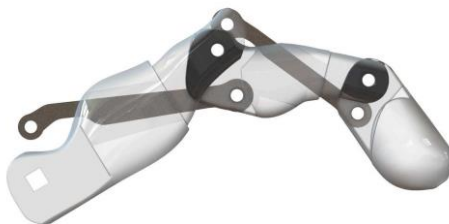


Fig. 2-3 Dedo mecánico con eslabonamiento de 4 barras [35]

Luego de haber revisado el estado del arte en lo referente a dedos articulados se evalúa en la tabla 2-4 el peso específico de cada criterio para seleccionar el elemento mecánico que mejores características posee.

Tabla 2-4.
Evaluación del peso específico de cada criterio

| Funcionalidad > Seguridad > Facilidad de fabricación > Peso > Facilidad de. montaje = Mantenimiento > Costo | | | | | | | | | |
|---|---------------|-----------|--------------------------|------|-----------------------|---------------|-------|------------|-------------|
| Criterio | Funcionalidad | Seguridad | Facilidad de fabricación | Peso | Facilidad de. montaje | Mantenimiento | Costo | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Funcionalidad | | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 7,0 | 0,250 |
| Seguridad | 0 | | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 6,0 | 0,214 |
| Facilidad de fabricación | 0 | 0 | | 1 | 1 | 1 | 1 | 5,0 | 0,179 |
| Peso | 0 | 0 | 0 | | 1 | 1 | 1 | 4,0 | 0,143 |
| Facilidad de montaje | 0 | 0 | 0 | 0 | | 0,5 | 1 | 2,5 | 0,089 |
| Mantenimiento | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,5 | | 1 | 2,5 | 0,089 |
| Costo | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | | 1,0 | 0,036 |
| | | | | | | | Suma | 28,0 | 1,000 |

A continuación, se evalúa los pesos específicos de las alternativas planteadas para cada uno de los criterios.

Tabla 2-5.
Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad

| Alternativa 3 > Alternativa 1 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Funcionalidad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 0 | 2 | 0,333 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 1 | 1 | | 3 | 0,500 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-6.
Evaluación del peso específico del criterio seguridad

| Alternativa 3 > Alternativa 2 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Seguridad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 0 | 2 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,333 |
| Alternativa 3 | 1 | 1 | | 3 | 0,500 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-7.
Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Facilidad de fabricación | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 0 | 1 | | 2 | 0,333 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-8.
Evaluación del peso específico del criterio peso

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Peso | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 0 | 2 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 1 | 1 | | 3 | 0,333 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-9.
Evaluación del peso específico del criterio facilidad de montaje

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Facilidad de montaje | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 0 | 1 | | 2 | 0,333 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-10.
Evaluación del peso específico del criterio Mantenimiento

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Mantenimiento | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-11.
Evaluación del peso específico del criterio costo

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Costo | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | Suma | 6 | 1,000 |

Tabla 2-12.
Tabla de conclusiones

| Conclusión | Funcionalidad | Seguridad | Facilidad de fabricación | Peso | Facilidad de montaje | Mantenimiento | Costo | Σ | Prioridad |
|---------------|---------------|-----------|--------------------------|-------|----------------------|---------------|-------|----------|-----------|
| Alternativa 1 | 0,111 | 0,036 | 0,089 | 0,071 | 0,045 | 0,015 | 0,018 | 0,357 | 2 |
| Alternativa 2 | 0,056 | 0,071 | 0,030 | 0,024 | 0,015 | 0,045 | 0,006 | 0,232 | 3 |
| Alternativa 3 | 0,167 | 0,107 | 0,060 | 0,048 | 0,030 | 0,030 | 0,012 | 0,411 | 1 |

Una vez evaluadas las alternativas se obtuvo como resultado que el uso de eslabones es la mejor opción para generar el enrollamiento de los dedos de la prótesis además de ofrecer un agarre más seguro.

2.2.3.2. Evaluación y selección del prototipo de dedos mecánicos.

Luego de haber escogido los eslabones como mecanismo para enrollar los dedos se realizó una investigación sobre prototipos desarrollados con estos elementos, para reproducir el movimiento natural en los dedos artificiales, se tomó en cuenta los diseños que tienen 3 falanges articuladas entre sí, a continuación, se presenta una breve reseña sobre el funcionamiento y las principales características que posee cada una de las alternativas.

2.2.3.2.1. Alternativa 1: Dedo mecánico de la mano MORA hap-2.

En [36] el mecanismo del dedo propuesto adopta la forma del objeto, este conjunto se enrolla de forma secuencial, cuando la falange proximal toca el objeto, se flexiona la articulación IFP hasta que la falange media toca el objeto este proceso se repite hasta que el objeto se sujeta de forma apropiada, esto se aprecia en la figura 2-4, el inconveniente con este sistema es cuando el objeto toca directamente a la falange media mientras se lo agarra, se pierde la capacidad de autoadaptación de la articulación IFD.

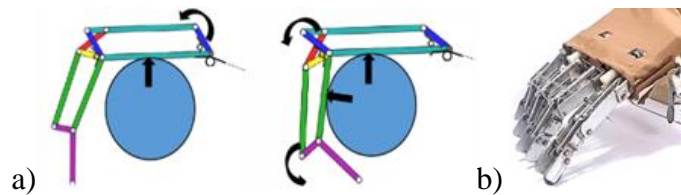


Fig. 2-4 a) Dedo mecánico secuencial, b) Mano MORA hap-2 [36]

2.2.3.2.2. Alternativa 2: Dedo antropomórfico.

En la figura 2-5 se presenta el mecanismo de dedo artificial propuesto en [37] este sistema tiene 6 eslabones, que se puede dividir en dos mecanismos cruzados de cuatro barras con configuraciones idénticas, este ofrece un mejor enrollamiento de las falanges, pero para generar el movimiento de las tres articulaciones del dedo es necesario el uso de un actuador.



Fig. 2-5 Prototipo de dedo antropomórfico [37]

2.2.3.2.3. Alternativa 3: Dedo articulado mano TBM.

Por otra parte, en [38] se presenta un mecanismo con características idénticas al anterior, pero tiene una estructura mucho más sencilla lo que facilita su fabricación, además de que genera un movimiento más natural a la hora de enrollarse alrededor del objeto manipulado, otro aspecto importante es que para enrollar las falanges este mecanismo puede o no utilizar actuadores figura 2-6.

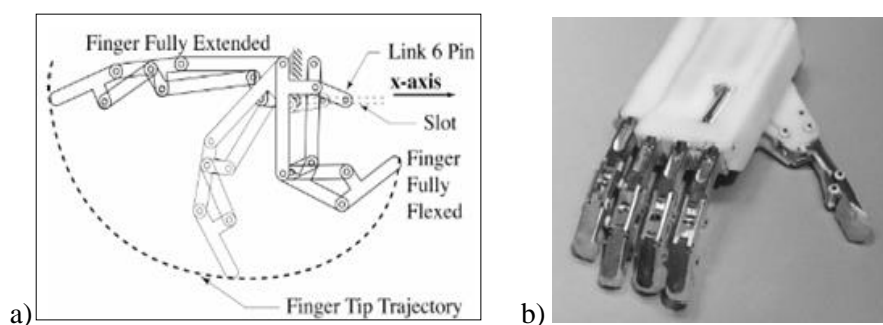


Fig. 2-6 a) Dedo articulado, b) Mano TBM [38]

Bajo los mismos criterios de evaluación de la tabla 2-4 se evaluó y se seleccionó al prototipo de dedo mecánico que mejores características técnicas posee.

Tabla 2-13.
Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad

| Alternativa 3 = Alternativa 2 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Funcionalidad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 0,5 | 2,5 | 0,417 |
| Alternativa 3 | 1 | 0,5 | | 2,5 | 0,417 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-14.
Evaluación del peso específico del criterio seguridad

| Alternativa 3 > Alternativa 1 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Seguridad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 0 | 2 | 0,333 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 1 | 1 | | 3 | 0,500 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-15.
Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Facilidad de fabricación | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-16.
Evaluación del peso específico del criterio peso

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Peso | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 0 | 1 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-17.
Evaluación del peso específico del criterio facilidad de montaje

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Facilidad de montaje | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-18.
Evaluación del peso específico del criterio mantenimiento

| Alternativa 1 > Alternativa 2 = Alternativa 3 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Mantenimiento | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0,5 | 1,5 | 0,250 |
| Alternativa 3 | 0 | 0,5 | | 1,5 | 0,250 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-19.
Evaluación del peso específico del criterio costo

| Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Costo | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 1 | 2 | 0,333 |
| Alternativa 3 | 0 | 0 | | 1 | 0,167 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-20.
Evaluación de la tabla de conclusiones

| Conclusión | Funcionalidad | Seguridad | Facilidad de Fabricación | Peso | Facilidad de montaje | Mantenimiento | Costo | Σ | Prioridad |
|---------------|---------------|-----------|--------------------------|-------|----------------------|---------------|-------|----------|-----------|
| Alternativa 1 | 0,042 | 0,071 | 0,030 | 0,071 | 0,015 | 0,045 | 0,018 | 0,292 | 3 |
| Alternativa 2 | 0,104 | 0,036 | 0,089 | 0,024 | 0,045 | 0,022 | 0,012 | 0,332 | 2 |
| Alternativa 3 | 0,104 | 0,107 | 0,060 | 0,048 | 0,030 | 0,022 | 0,006 | 0,376 | 1 |

El modelo del dedo artificial implementado en la mano TBM es el que mejores características posee y se adapta a los requerimientos técnicos del prototipo además se tomó en cuenta la particularidad de que el mecanismo puede o no utilizar un actuador aspecto importante que se consideró, ya que es una restricción en el alcance del presente proyecto.

2.2.3.3. Evaluación y selección del mecanismo para el dedo pulgar.

Existe un gran número de prototipos para la rehabilitación de la mano y los dedos en donde se emplea una gran variedad de mecanismos; un rehabilitador transforma la energía eléctrica de un actuador en energía mecánica lo que obliga al dedo a flexionarse, ayudando así a su rehabilitación, en el presente trabajo se implementará de forma inversa es decir se tomará la energía muscular del dedo pulgar para transformarla en energía mecánica la cual generará el cierre y apertura de los dedos artificiales, por lo tanto, para conservar el movimiento natural de la mano se busca un mecanismo que adquiera la flexión y la fuerza del dedo pulgar.

2.2.3.3.1. Alternativa 1: Mecanismo plano.

En [39] se diseñó un mecanismo tomando en cuenta el peso y el tamaño del sistema, puesto que deberían ser lo suficientemente pequeños para poder usarse en las actividades diarias sin fatigar al usuario, además de ser capaz de producir ángulos de articulación naturales en el pulgar durante los movimientos de flexión-extensión. El diseño propuesto para el mecanismo consiste en enlaces planos que están conectados por articulaciones giratorias, como se detalla en la figura 2-7.



Fig. 2-7 Rehabilitador de dedos [39]

2.2.3.3.2. Alternativa 2: Mecanismo de pulgar con alineación automática.

Por otra parte, en [40] se construyó un exoesqueleto, que incorpora varias características como articulaciones universales, grados de libertad que aseguran la adaptabilidad y el cumplimiento de la variabilidad antropométrica del dedo pulgar, cuenta con un diseño de alineación automática que absorbe el desfase que se genera en los ejes articulares humanos, además el mecanismo permite el movimiento de la oposición, a continuación en la figura 2-8 se detalla su funcionamiento.

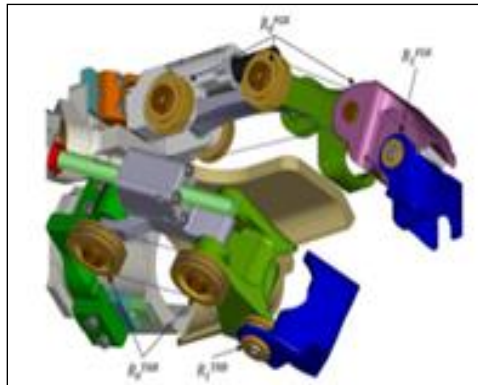


Fig. 2-8 Mecanismo de pulgar con alineación automática [40]

2.2.3.3.3. Alternativa 3: Exoesqueleto portátil para dedo pulgar.

El diseño mecánico presentado en [41] es un exoesqueleto de pulgar portátil que ayuda en la rehabilitación de los movimientos de oposición del pulgar. El exoesqueleto es fácil de colocar y proporciona un movimiento de oposición natural mientras genera fuerzas de hasta 10 N en la punta del pulgar y un peso de 150 g. El usuario puede fácilmente colocar o retirar el dispositivo por sí mismo. Permite la manipulación de objetos puesto que la palma de la mano permanece libre y el mecanismo no interfiere con los objetos manipulados, y permite la sensación táctil de las propiedades mecánicas del objeto.



Fig. 2-9 Exoesqueleto portátil para el dedo pulgar [41]

Como el dedo pulgar tiene una gran amplitud de movimiento para desarrollar los movimientos de oposición, en la tabla 2-21 se reemplaza el criterio seguridad por el de movilidad, puesto que, es uno de los criterios más importante en esta etapa pues el mecanismo seleccionado no debe limitar su desempeño.

Tabla 2-21.
Evaluación del peso específico de los criterios Mecanismo del pulgar

| Funcionalidad > Movilidad > Facilidad de Fabricación > Peso > Facilidad de Montaje = Mantenimiento > Costo | | | | | | | | | |
|--|---------------|-----------|--------------------------|------|----------------------|---------------|-------|------------|-------------|
| Criterio | Funcionalidad | Movilidad | Facilidad de Fabricación | Peso | Facilidad de Montaje | Mantenimiento | Costo | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Funcionalidad | | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 7,0 | 0,250 |
| Movilidad | 0 | | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 6,0 | 0,214 |
| Facilidad de Fabricación | 0 | 0 | | 1 | 1 | 1 | 1 | 5,0 | 0,179 |
| Peso | 0 | 0 | 0 | | 1 | 1 | 1 | 4,0 | 0,143 |
| Facilidad de Montaje | 0 | 0 | 0 | 0 | | 0,5 | 1 | 2,5 | 0,089 |
| Mantenimiento | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,5 | | 1 | 2,5 | 0,089 |
| Costo | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | | 1,0 | 0,036 |
| | | | | | | | Suma | 28,0 | 1,000 |

Tabla 2-22.
Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad

| Alternativa 2 > Alternativa 1 > Alternativa 3 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Funcionalidad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 1 | 2 | 0,333 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 0 | 0 | | 1 | 0,167 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-23.
Evaluación del peso específico del criterio movilidad

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Movilidad | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-24.
Evaluación del peso específico del criterio facilidad de fabricación

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Fabricación | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 0 | 1 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-25.
Evaluación del peso específico del criterio peso

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Peso | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-26.
Evaluación del peso específico del criterio montaje

| Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Montaje | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 2 | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 3 | 0 | 1 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-27.
Evaluación del peso específico del criterio mantenimiento

| Alternativa 3 > Alternativa 2 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Mantenimiento | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 0 | 2 | 0,333 |
| Alternativa 3 | 1 | 1 | | 3 | 0,500 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-28.
Evaluación del peso específico del criterio costo

| Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 1 | | | | | |
|---|---------------|---------------|---------------|------------|-------------|
| Costo | Alternativa 1 | Alternativa 2 | Alternativa 3 | $\Sigma+1$ | Ponderación |
| Alternativa 1 | | 0 | 0 | 1 | 0,167 |
| Alternativa 2 | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Alternativa 3 | 1 | 0 | | 2 | 0,333 |
| | | | | 6 | 1,000 |

Tabla 2-29.

Evaluación de la tabla de conclusiones

| Conclusión | Funcionalidad | Movilidad | Fabricación | Peso | Montaje | Mantenimiento | Costo | Σ | Prioridad |
|---------------|---------------|-----------|-------------|-------|---------|---------------|-------|----------|-----------|
| Alternativa 1 | 0,083 | 0,036 | 0,089 | 0,024 | 0,045 | 0,015 | 0,006 | 0,298 | 3 |
| Alternativa 2 | 0,125 | 0,107 | 0,030 | 0,071 | 0,015 | 0,030 | 0,018 | 0,396 | 1 |
| Alternativa 3 | 0,042 | 0,071 | 0,060 | 0,048 | 0,030 | 0,045 | 0,012 | 0,307 | 2 |

El mecanismo de la alternativa 2 tiene una gran amplitud de movimiento, atributo elemental que fue considerado para evitar la limitación de movimiento del dedo pulgar en el desarrollo de las actividades diarias del usuario, puesto que manipula ciertos objetos en combinación con el segundo metacarpiano, además este mecanismo tiene la particularidad de alinear automáticamente el desfase que se genera en los ejes articulares humanos.

2.3.Diseño conceptual

Una vez seleccionados todos los componentes y sistemas que integraran el dispositivo se proceden con el CAD del prototipo, en esta etapa se analiza los procedimientos y prototipos que se realizaron para conseguir el modelo final, así como las características de los diferentes elementos y limitantes a la hora del diseño.

2.3.1. Análisis dimensional de la mano.

Para el desarrollo del prototipo se tomó como base las medidas antropométricas de la mano izquierda del beneficiario, este proceso se realizó a través de una radiografía figura 2-10, pues lo que se busca es que la prótesis tenga características similares a una mano real.



Fig. 2-10 Radiografía realizada al usuario

El cartílago presente en cada una de las uniones de las falanges hace la función de una bisagra, por tal motivo se tomó el centro de este como el punto de rotación de cada una de las articulaciones artificiales, por lo tanto, la medida final incluye la longitud de las falanges y el espesor del tejido blando. Además, cabe recalcar que en la punta de los dedos existe una pequeña cantidad de tejido que presenta en promedio una longitud de 4.5 mm, motivo por el cual esta longitud fue dividida entre tres y sumada a cada una de las medidas tomadas en las falanges proximal, media y distal, este proceso se realizó con la finalidad de mantener la longitud de los dedos de una mano real. A continuación, se muestra la tabla 2-30 donde se puede apreciar las medidas antropométricas tomadas de la mano izquierda del usuario.

Tabla 2-30.

Medidas de los dedos de la mano izquierda

| Dedo | Falange proximal | | | Falange media | | | Falange distal | | |
|---------|------------------|-------|---------|---------------|-------|---------|----------------|-------|---------|
| | largo | ancho | espesor | largo | ancho | espesor | largo | ancho | espesor |
| Pulgar | 33,6 | 29,1 | 21,5 | - | - | - | 26,1 | 26,4 | 15,7 |
| Índice | 41,1 | 21,4 | 20,0 | 25,5 | 18,1 | 17,0 | 18,2 | 15,9 | 12,6 |
| Medio | 47,0 | 21,3 | 20,6 | 32,0 | 19,2 | 17,9 | 21,6 | 16,3 | 13,4 |
| Anular | 45,4 | 18,5 | 19,0 | 30,3 | 16,8 | 16,7 | 20,9 | 15,5 | 13,2 |
| Meñique | 35,3 | 18,5 | 18,0 | 20,6 | 16,6 | 14,0 | 19,2 | 14,2 | 11,0 |

Nota: Todas las medidas están en milímetros

2.3.2. Diseño de los dedos artificiales.

En [38] se detalla el diseño y desarrollo de la mano protésica TBM (Toronto/Bloorview/MacMillan). El objetivo en el diseño de esta mano protésica fue mejorar el rendimiento general de una prótesis. Este prototipo incorpora un sistema que le da a sus cuatro dedos y pulgar, la capacidad de adaptarse independientemente a la forma de un objeto; cuenta con un sistema de agarre adaptativo el cual tiene tres características importantes, en primer lugar el dedo puede doblarse durante la flexión, lo que le confiere características de flexión similares a una mano real, en segundo lugar, con el uso de un cilindro amortiguador figura 2-11 dentro de la palma, los dedos pueden flexionarse independientemente durante el cierre. Finalmente, el pulgar es capaz de aducir (rotar hacia adentro) y abducir (rotar hacia afuera) así como también flexión y extensión.

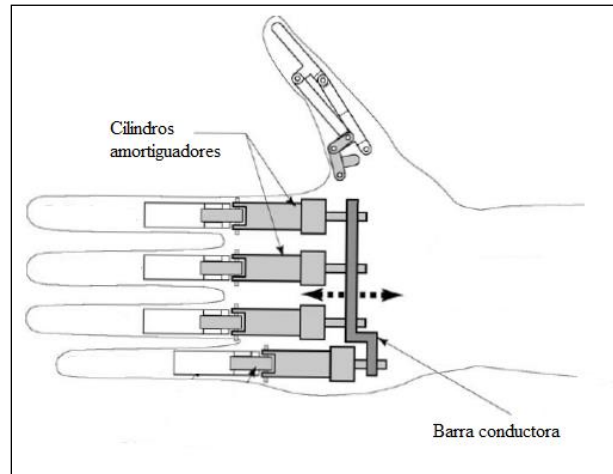


Fig. 2-11 Sistema de agarre adaptativo [38]

Durante la flexión, cada dedo se enrolla alrededor del objeto, sin embargo, la posición final de cada dedo es relativa a los demás en función de la forma del objeto agarrado. El cilindro amortiguador permite un agarre adaptativo ya que todos los dedos son accionados en conjunto a través de una barra, la cual está conectada a los cilindros, los mismos que les dan independencia a los dedos mecánicos.

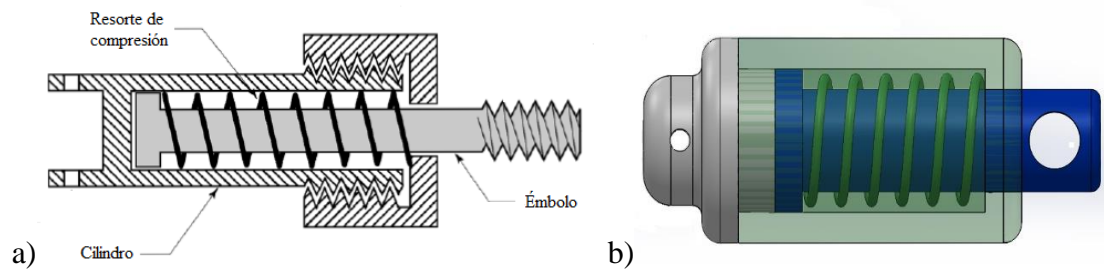


Fig. 2-12 a) Corte transversal del cilindro amortiguador [38], b) cilindro rediseñado

En el capítulo 2 se habló acerca de la posición de inmovilización o reposo de la mano, esta disposición se tomó como el punto de partida para el diseño, dado que el usuario debe mantener el dedo pulgar relajado, por lo tanto, la prótesis también debe permanecer en

reposo, evitando así un esfuerzo innecesario generado molestia o agotamiento. Los dedos artificiales están flexionados 20° en las articulaciones IFP e IFD y las falanges proximales están alineadas con el dorso de la prótesis.

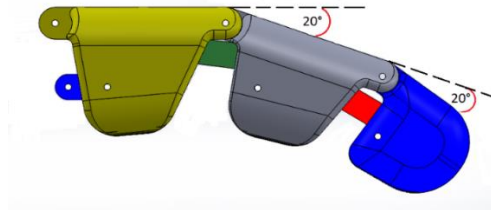


Fig. 2-13 Flexión de las articulaciones IFP e IFD

El dedo mecánico seleccionado tiene tres segmentos igual que un dedo real, además de tres eslabones conductores que son los encargados de realizar la flexión y extensión, el mecanismo seleccionado ha experimentado varios cambios desde que fue diseñado, el diseño original dejaba el mecanismo expuesto y si un objeto tocaba el eslabón conductor de la falange proximal la flexión se detiene [38], pero esto fue solucionado con el desarrollo de un nuevo mecanismo que recubre los eslabones conductores permitiéndoles moverse libremente por el interior de las falanges, flexionando por completo el dedo artificial [2].

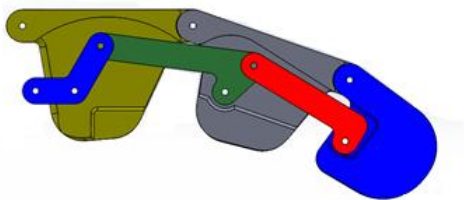


Fig. 2-14 Corte transversal del dedo mecánico

Conocidas las medidas de las falanges y los ángulos de flexión de las articulaciones IFP e IFD se procedió con el diseño del mecanismo base y que posteriormente fue implementado

en todos los dedos, donde a través de un software CAD se determinó las medidas y ángulos que deben tener los eslabones conductores.

2.3.3. Análisis de esfuerzos

Como el mecanismo transmite y modifica fuerzas y a la vez tiene partes móviles, se consideró como una máquina, por lo que se procedió a calcular las fuerzas que actúan en cada uno de los eslabones y pasadores.

Dado que el dedo índice es el primero en tocar el objeto (vaso con agua), es el que más carga recibe por parte del objeto manipulado como de los mecanismos de arrastre, en [42] se establecieron que los valores de las fuerzas que genera un recipiente de similares características son de alrededor de 5 Newton.

Falange distal

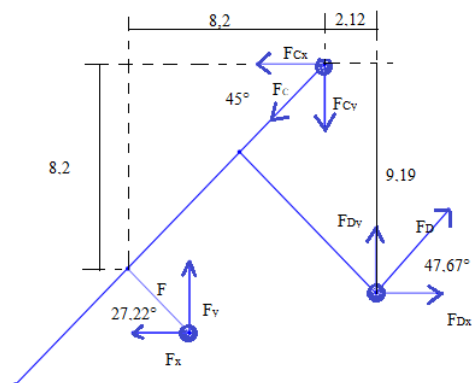


Fig. 2-15 D.C.L. Falange distal

$$\sum F_y = 0$$

$$5 \sin 27,22^\circ - F_{Cy} + F_{Dy} = 0$$

$$2,29\text{N} - F_C \sin 45^\circ + F_D \sin 47,67^\circ = 0 \quad (1)$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$-5\cos 27,22^\circ - F_{Cx} + F_{Dx} = 0$$

$$-4,45\text{N} - F_C\cos 45^\circ + F_D\cos 47,67^\circ = 0 \quad (2)$$

$$\Sigma M_C = 0 + \cup$$

$$-(4,45)(8,2) - (2,3)(8,2) + (F_D\cos 47,67^\circ)(9,19) + (F_D\sin 47,67^\circ)(2,12) = 0 \quad (3)$$

$$F_D = \frac{55,35 \text{ N mm}}{[(\cos 47,67^\circ)(9,19) + (\sin 47,67^\circ)(2,12)] \text{ mm}}$$

$$F_D = 7,14 \text{ N} \Rightarrow F_{Dx} = 7,14 \cdot \cos 47,67 = 4,80 \text{ N}$$

$$F_{Dy} = 7,14 \cdot \sin 47,67 = 5,28 \text{ N}$$

Reemplazo de (3) en (1)

$$F_C = \frac{2,29 + 5,28}{\sin 45^\circ}$$

$$F_C = 10,7 \text{ N} \Rightarrow F_{Cx} = 10,7 \cdot \cos 45 = 7,57 \text{ N}$$

$$F_{Cy} = 10,7 \cdot \sin 45 = 7,57 \text{ N}$$

Eslabón 1

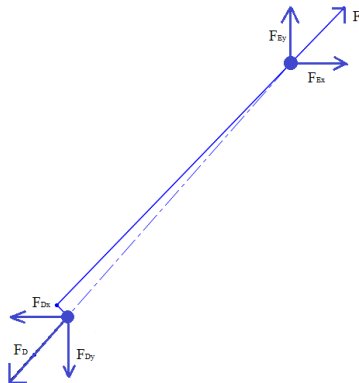


Fig. 2-16 D.C.L. Eslabón 1

$$\begin{aligned}\sum F_y &= 0 \\ -F_{Dy} + F_{Ey} &= 0 \\ F_{Ey} &= 5,28 \text{ N}\end{aligned}\quad (4)$$

$$\begin{aligned}\sum F_x &= 0 \\ -F_{Dx} + F_{Ex} &= 0 \\ F_{Ex} &= 4,80 \text{ N}\end{aligned}\quad (5)$$

Falange media

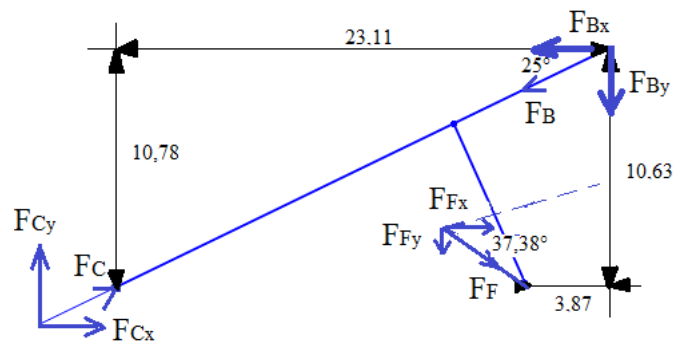


Fig. 2-17 D.C.L. Falange media

$$\begin{aligned}\sum F_y &= 0 \\ F_{Cy} - F_{Fy} - F_{By} &= 0 \\ 7,57\text{N} - F_F \sin 37,38^\circ - F_B \sin 25^\circ &= 0\end{aligned}\quad (6)$$

$$\begin{aligned}\sum F_x &= 0 \\ F_{Cx} + F_{Fx} - F_{Bx} &= 0 \\ 7,57\text{N} + F_F \cos 37,38^\circ - F_B \cos 25^\circ &= 0\end{aligned}\quad (7)$$

$$\begin{aligned}\sum M_B &= 0 + \cup \\ -(7,57)(23,11) + (7,57)(10,78) + (F_F \cos 37,38)(10,63) + (F_F \sin 37,38)(3,87) &= 0\end{aligned}$$

$$F_F = \frac{93,34 \text{ N mm}}{[(\cos 37,38)(10,63) + (\sin 37,38)(3,87)] \text{ mm}}$$

$$F_F = 8,65 \text{ N} \Rightarrow F_{Fx} = 8,65 \cdot \cos 37,38 = 6,87 \text{ N}$$

$$F_{Fy} = 8,65 \cdot \sin 37,38 = 5,25 \text{ N}$$

Reemplazo de (8) en (6)

$$F_B = \frac{7,57 - 5,25}{\sin 25^\circ}$$

$$F_B = 5,48 \text{ N} \Rightarrow F_{Bx} = 5,48 \cdot \cos 25 = 4,97 \text{ N}$$

$$F_{By} = 5,48 \cdot \sin 25 = 2,32 \text{ N}$$

Eslabón 2

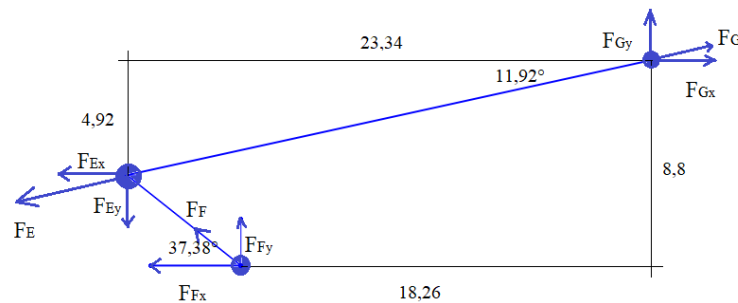


Fig. 2-18 D.C.L. Eslabón 2

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{Fy} - F_{Ey} + F_{Gy} = 0$$

$$F_{Gy} = 5,28 \text{ N} - 5,25 \text{ N}$$

$$F_{Gy} = 0,03 \text{ N}$$

(9)

$$\sum F_x = 0$$

$$-F_{Fx} - F_{Ex} + F_{Gx} = 0$$

$$F_{Gx} = 6,87\text{N} + 4,80\text{N}$$

$$F_{Gx} = 11,67\text{N} \quad (10)$$

Falange proximal

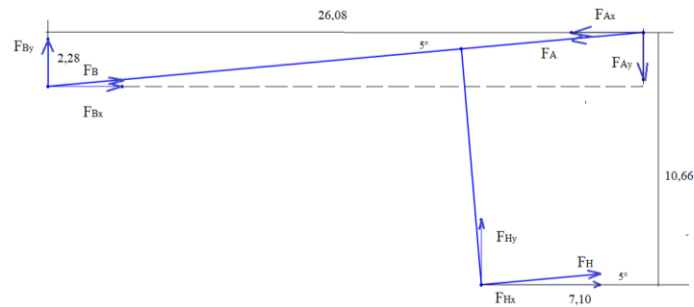


Fig. 2-19 D.C.L. Falange proximal

$$\Sigma F_y = 0$$

$$F_{By} + F_{Hy} - F_{Ay} = 0$$

$$2,32\text{ N} - F_H \sin 5^\circ - F_A \sin 5^\circ = 0 \quad (11)$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$F_{Bx} + F_{Hx} - F_{Ax} = 0$$

$$4,97\text{N} + F_H \cos 5^\circ - F_A \cos 5^\circ = 0 \quad (12)$$

$$\Sigma M_A = 0 + \cup$$

$$-(2,32)(26,08) + (4,97)(2,28) + (F_H \cos 5^\circ)(10,66) - (F_H \sin 5^\circ)(7,10) = 0 \quad (13)$$

$$F_H = \frac{49,17\text{ N mm}}{[(\cos 5^\circ)(10,66) - (\sin 5^\circ)(7,10)]\text{ mm}}$$

$$F_H = 4,91\text{ N} \Rightarrow F_{Hx} = 4,91 \cdot \cos 5^\circ = 4,89\text{ N}$$

$$F_{Hy} = 4,91 \cdot \sin 5^\circ = 0,43\text{N}$$

Reemplazo de (13) en (11)

$$F_A = \frac{4,97 + 4,89}{\cos 5^\circ}$$

$$F_A = 9,89 \text{ N} \Rightarrow F_{Ax} = 9,89 \cdot \cos 5^\circ = 9,85 \text{ N}$$

$$F_{Ay} = 9,89 \cdot \sin 5^\circ = 0,86 \text{ N}$$

Eslabón 3

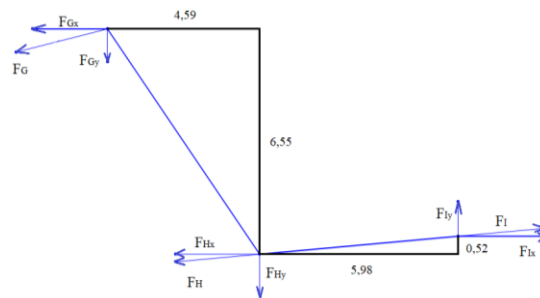


Fig. 2-20 D.C.L. Eslabón 3

$$\Sigma F_y = 0$$

$$-F_{Gy} - F_{Hy} + F_{Iy} = 0$$

$$-0,03 \text{ N} - 0,43 + F_{Iy} = 0$$

$$F_{Iy} = 0,46 \text{ N} \tag{14}$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$-F_{Gx} - F_{Hx} + F_{Ix} = 0$$

$$-11,67 \text{ N} - 4,89 \text{ N} + F_{Ix} = 0$$

$$F_{Ix} = 16,56 \text{ N} \tag{15}$$

Por lo tanto, la fuerza que genera el enrollamiento del dedo índice es $F_I = 15,57 \text{ N}$.

2.3.4. Esfuerzos máximos de von Mises

Mediante software CAD se realizó el análisis estático del dedo índice, donde se establecieron las condiciones de borde para el análisis del punto crítico. Para la realización de esta simulación se activaron varias sujeciones fijas para restringir el movimiento en los diferentes ejes, los cuales se identificaron con las flechas de color verde. Luego, se colocaron las fuerzas que actúan tanto en la falange distal (5N) como la fuerza que jala a los eslabones (15,67N), estas se identifican con las flechas de color violeta figura 2-21 (a). Además, se colocó una sujeción de bisagra en el orificio del pasador que une el dedo a la carcasa. Finalmente, el mallado tuvo una densidad fina para tener una mayor precisión en los resultados, información que se puede apreciar en la figura 2-21.

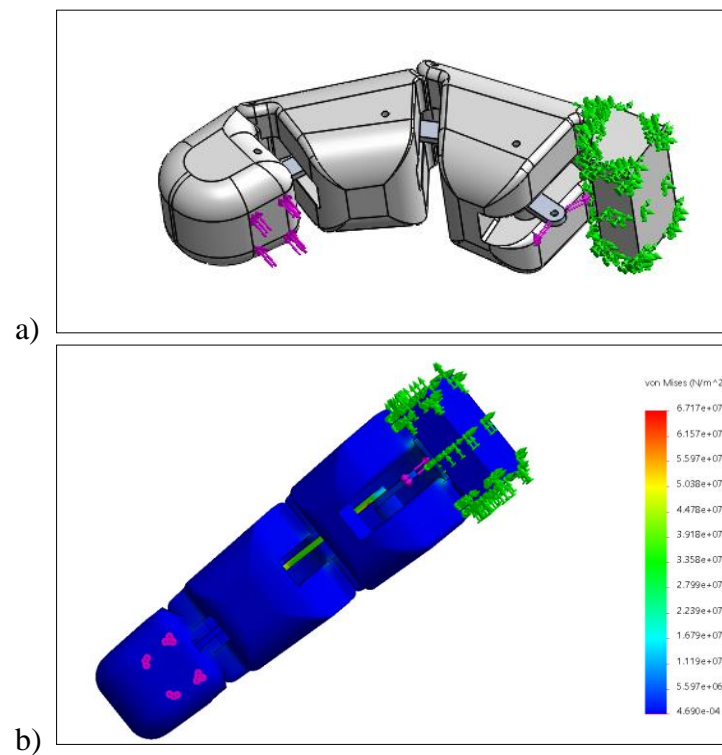


Fig. 2-21 a) Condiciones de borde, b) Tensiones von Mises

2.3.5. Desplazamientos

En la figura 2-22 se muestra que el punto de mayor desplazamiento se encuentra en la falange distal, donde tiene un valor de 0,98 mm asegurando la confiabilidad y rigidez del mecanismo.

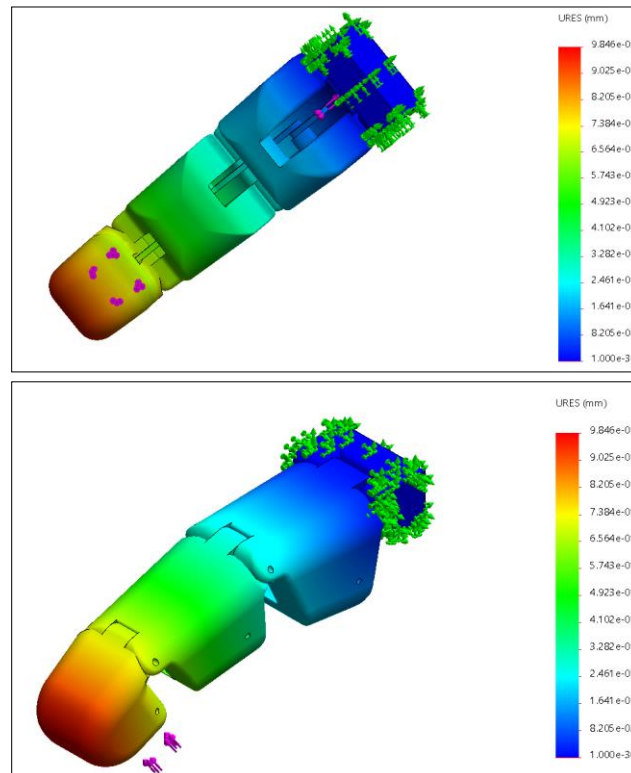


Fig. 2-22 Desplazamientos dedo índice

2.3.6. Deformaciones

La sección que mayor deformación presenta se encuentra en la unión entre el dedo y la carcasa, este resultado era de esperarse debido a que el peso del objeto está aplicado de forma perpendicular al dedo índice.

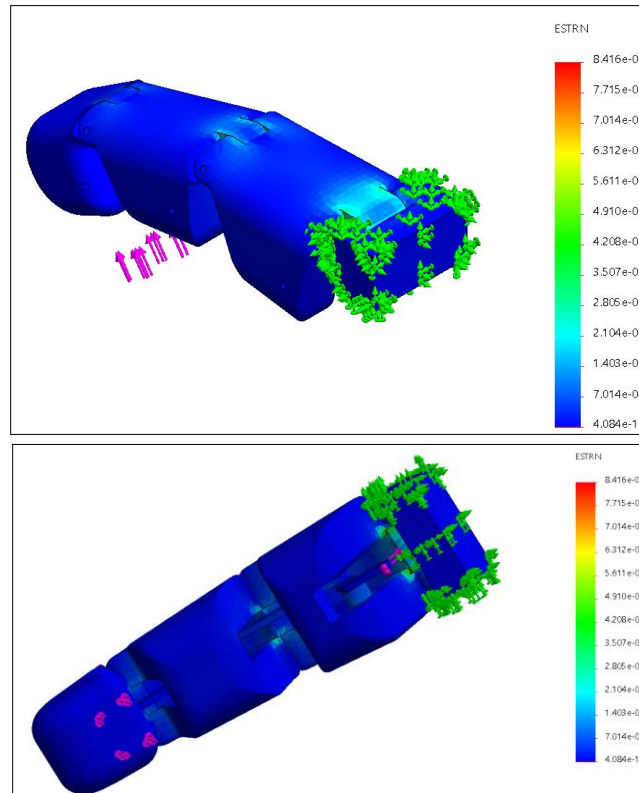


Fig. 2-23 Deformaciones dedo índice

2.3.7. Diseño del mecanismo para el dedo pulgar

Para que el dedo pulgar transmita el movimiento al resto de los dedos se implementó un exoesqueleto que cubre gran parte del mismo, además, transforma el movimiento circular de las articulaciones en un movimiento lineal necesario para accionar el mecanismo que flexiona los dedos artificiales esta disposición se aprecia en la figura 2-20. Como la alternativa 2 anteriormente seleccionada era un rehabilitador pasivo de dedos se realizaron algunas modificaciones para adaptarla a las necesidades del usuario actual.

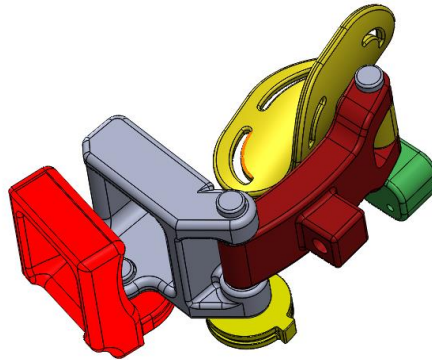


Fig. 2-24 Exoesqueleto para el dedo pulgar

2.4.Construcción

El proceso empieza con la digitalización de un molde que se obtuvo de la mano del usuario para posteriormente diseñar el chasis que alojará los componentes y mecanismos de los dedos, muñeca y antebrazo.

2.4.1. Moldeo de la mano con amputación.

Para escanear la mano con amputación se realizó un molde figura 2-21, como el escáner empleado realiza la toma de datos en 360°, es algo complicado para realizarlo con la extremidad real. Para obtener la forma real de la mano se empleó alginato odontológico, este compuesto es muy utilizado en la elaboración de moldes para piezas dentales, que al mezclarse con agua genera una solución pastosa que facilita la inserción de la mano en la misma, además de ofrecer un fraguado rápido y un molde flexible permitiendo sacar la mano sin dañar la forma adquirida por la mezcla.



Fig. 2-25 Molde de la mano con amputación

2.4.2. Escaneado del molde.

En esta etapa se digitaliza el molde, con este proceso se asegura que el diseño del dispositivo, encajen de manera correcta con la mano del usuario y con esto evitar una serie de molestias al momento de utilizarlo.

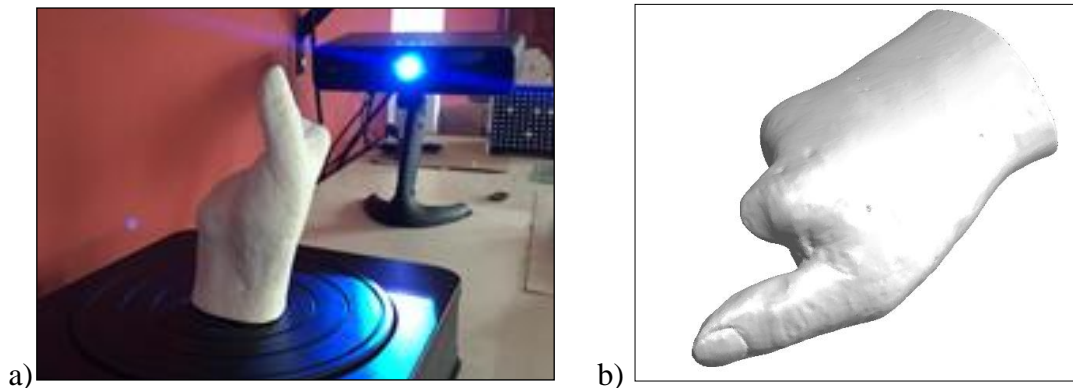


Fig. 2-26 a) Escaneado del molde, b) Digitalización del molde

2.4.3. Manufactura de piezas

Una de las piezas con mayor complejidad es el dorso de la prótesis, este componente no solo debe encajar con la mano del usuario, sino que también debe brindar una base firme para albergar a todos los mecanismos.

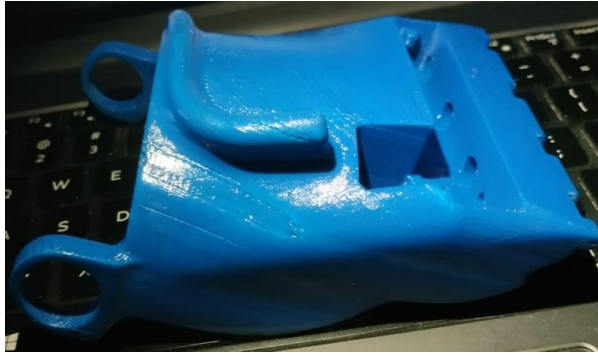


Fig. 2-27 Dorso de la prótesis

La mayoría de componentes fueron realizados a través de impresión 3D empleando como material el ABS, acumulando un total de 60 horas de trabajo. Para la elaboración de los eslabones se empleó perfilaría de aluminio que fueron fijados con tornillos empleados en telefonía celular.



Fig. 2-28 Mecanismos internos de los dedos

2.4.4. Ensamblaje

Una vez impreso el chasis del prototipo se coloca el mecanismo que activa la flexión de los dedos, este mecanismo implementa el principio de funcionamiento de la palanca todo

esto se realizó con el fin de aumentar la fuerza generada por el dedo pulgar, en [43] se establece que es de 10N aproximadamente y que a través de los mecanismos se incrementa 25N, posterior a esto se colocan los cilindros amortiguadores, estos tienen la función de variar la posición de los dedos cuando se sujeta un objeto con forma irregular, a continuación se ensambla el mecanismo que flexiona los dedos y su posterior inserción en las falanges, quedando el conjunto completo al añadirle la base para el antebrazo y las articulaciones que permiten la flexión de la muñeca.

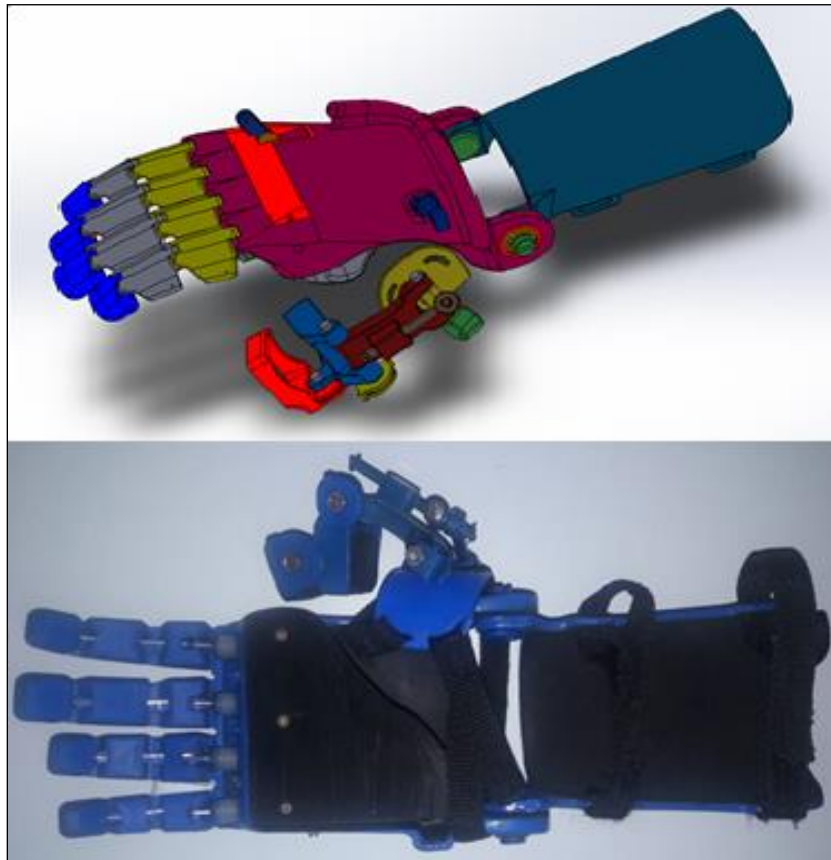


Fig. 2-29 Ensamblaje del prototipo

CAPÍTULO III

3. PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1. Pruebas de funcionamiento

Luego de haber ensamblado todos los componentes, el prototipo fue colocado al usuario y sometido a varias pruebas para establecer que prestaciones tiene y cuáles son sus limitaciones al momento de manipular objetos con formas y tamaños diferentes.

3.1.1. Agarre de precisión

Los agarres de precisión son el punto débil en las prótesis mecánicas puesto que los dedos no poseen movimiento independiente, como sucede con los dispositivos protésicos controlados a través de electromiografía y componentes electromecánicos.

3.1.1.1. Pinza

En esta prueba se sometió al usuario a manipular un marcador que es uno de los objetos de uso diario.

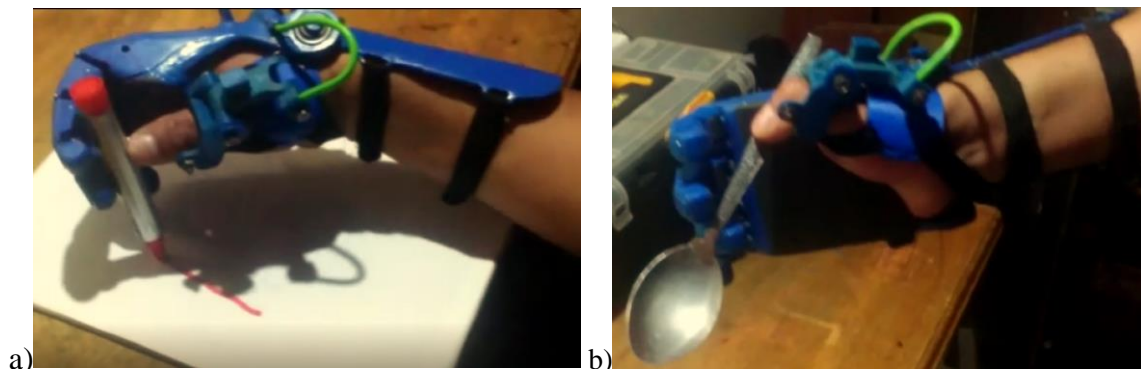


Fig. 3-1 Manipulación a) bolígrafo y b) cuchara

3.1.2. Agarre de fuerza

En el prototipo todos los dedos se enrollan de manera conjunta, con este tipo de movimiento se desarrolla varios tipos agarres de fuerza como son el cilíndrico y esférico.

3.1.2.1. Cilíndrico

En este agarre los dedos se enrollan alrededor del objeto al igual que el dedo pulgar, este último permite la oposición para generar un agarre seguro al momento de manipular un vaso u otro objeto con características similares figura 3-2.



Fig. 3-2 Sujeción a) vaso y b) spray

3.1.2.2. Esférico

En este agarre entran en funcionamiento los cilindros amortiguadores que tiene los dedos mecánicos los cuales permiten variar la posición de los dedos cuando se sujeta un objeto con esta forma. En la figura 3-3 se aprecia la sujeción de un cuerpo esférico.



Fig. 3-3 Sujeción de un cuerpo esférico

3.2.Resultados

A pesar de que se escaneo el molde de la mano se presentaron una serie de inconvenientes durante el desarrollo del dispositivo, en el que sobresale la fabricación del dorso de la prótesis, que por ser la pieza más compleja tuvo alrededor de 6 iteraciones en la fase de diseño.

Tabla 3-1 Etapa de rediseño de la prótesis

| Iteración | Resultado | Observación |
|-----------|---|---|
| 1 | Deformación en los orificios donde se deslizan los cilindros que flexionan los dedos mecánicos. | Mejorar la calidad de impresión 3D. |
| 2 | Dificultad al momento de encajar la prótesis con la mano. | Incrementar la holgadura entre el dispositivo y la mano con amputación. |
| 3 | Fracturas en el dorso de la prótesis por impresión 3D deficiente. | Reforzar las piezas frágiles con infiltrantes para una mayor resistencia. |
| 4 | Recorrido insuficiente del mecanismo que hala los cilindros para enrollar los dedos. | Prolongación de 15mm en las articulaciones MCF. |

| | | |
|---|--|--|
| 5 | Bajo espesor en las paredes del mecanismo del dedo pulgar. | Incremento de espesor en las áreas de mayor carga. |
| 6 | Problemas al manipular objetos con características similares al material empleados en los dedos. | Incrementar la rugosidad en las áreas de contacto. |

Luego de haber realizado varias pruebas se obtuvo un resultado satisfactorio con un impacto positivo tanto en la autoestima del usuario, como también en las nuevas tareas que logró desempeñar con ayuda del dispositivo. A continuación, se detallan las dificultades que se presentaron al momento de realizar las pruebas, como también las soluciones que se implementaron:

Tabla 3-2 Resultados de pruebas

| Objeto | Dificultad | Solución |
|-----------------|--|--|
| Vaso con agua | Ninguna | Ninguna |
| Spray | Sujetar objetos con textura lisa y peso superior a 0,5kg | Incrementar la rugosidad de las yemas de los dedos con materiales abrasivos. |
| Cuerpo esférico | Ninguna | Ninguna |
| Cuchara | Levantar la cuchara directamente con los dedos pulgar e índice artificial. | Sujeción de la cuchara con ayuda de la mano izquierda. |
| Marcador | Alteración de la pinza digital a causa de la prolongación de 15mm en las articulaciones MCF. | Rediseño en la longitud de los eslabones conductores. |

El traumatismo que sufrió el usuario fue aproximadamente hace 11 años, tiempo en el cual el pulgar sufrió un atrofiamiento en la articulación trapeciometacarpiana afectando a todos los movimientos, lo que limita la apertura y fuerza del dedo para sujetar objetos que sobrepasan los 50mm de ancho y 0,5kg de peso.



Fig. 3-4 Atrofiamiento del pulgar

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

- Entrevistar al usuario fue la manera más eficaz para obtener información acerca de las necesidades y expectativas que tiene respecto al desarrollo del dispositivo, además de la implementación de métodos y técnicas que aseguraron que sus necesidades fueron satisfechas.
- Para el diseño del mecanismo se realizó un escaneo de la mano y pese a ello, se tuvo algunos inconvenientes al momento de encajar la prótesis con la mano por la forma y el tamaño, pues el margen de error que posee la impresión 3D es considerable lo que generó algunas molestias al usuario.
- Los mecanismos desarrollados no solo toman en cuenta las necesidades del usuario, sino que además tienen un diseño antropomórfico que provee movimientos similares a los de una mano real. Sin embargo, fueron alrededor de seis pruebas las que se realizaron hasta lograr un funcionamiento adecuado de la prótesis.
- El prototipo al ser totalmente mecánico tiene ciertas limitaciones como son los agarres de precisión, pero permite al usuario manipular objetos de cierto volumen que son de uso cotidiano mejorando así, el desempeño de sus funciones tanto en su hogar como en el trabajo.

4.2.Recomendaciones

- Implementar técnicas que garanticen que las necesidades del usuario son tomadas en cuenta y contrastadas con los requerimientos técnicos del prototipo, pues aseguran una mejor organización y eficiencia en el diseño y construcción del dispositivo.
- Realizar varias tomas en el escaneado del molde de la mano asegura que se tome en cuenta cada uno de los detalles en cuanto a los movimientos de las articulaciones como también se genera una mejor visión para diseñar una base firme en la cual se sostengan el resto de componentes.
- Desarrollar mecanismos que permitan el movimiento similar al de una mano real reduce el tiempo que le toma al usuario acoplarse al dispositivo protésico, además de que permite manipular una variedad aceptable de objetos.
- Mejorar el prototipo añadiendo componentes electrónicos y electromecánicos para generar varios patrones de agarre, sobre todo los de precisión que son una de las desventajas que posee el presente prototipo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización Mundial de la Salud, «Informe Mundial Sobre la Discapacidad,» Ediciones OMS, Malta, 2011.
- [2] R. I. Flores Luna y J. M. Dorador González, «Diseño de una mano mecatrónica para prótesis,» *Somim*, pp. 223-232, 23 09 2009.
- [3] U. R. Cedillo Moncayo, Diseño y construcción de una prótesis ergonómica de pulgar, Latacunga, 2017.
- [4] Constitución de la República del Ecuador, Montecristi: Editorial Jurídica del Ecuador, 2008.
- [5] U. R. C. Moncayo, Diseño y construcción de una prótesis ergonómica de pulgar, Latacunga, 2017.
- [6] F. Cordella, Grasping algorithms for anthropomorphic robotic hands inspired to human behavior, Napoli, 2011.
- [7] M. Nordin y V. H. Frankel, Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético, 4 ed., Madrid: Wolters Kluwer, 2013.
- [8] I. Kapandji, Fisiología articular, 6 ed., Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2010.
- [9] D. A. Neumann, Fundamentos de rehabilitación física, Marquette: Paidotribo, 2007.
- [10] E. García, «Su traumatólogo en Zaragoza,» 2003. [En línea]. Available: <http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion.html>. [Último acceso: 15 06 2018].
- [11] M. A. Pérez Romero, Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis, Mexico D. F., 2011.

- [12] L. Bender y R. Koch, «Digital resource foundation for the orthotics and prosthetics community,» 03 1976. [En línea]. Available: http://www.oandplibrary.org/op/1976_01_003.asp. [Último acceso: 21 06 2018].
- [13] D. Cuartero y G. Arnaiz, «Síndrome del miembro fantasma,» *Medicina general y de familia*, vol. 1, pp. 85 - 88, 04 2012.
- [14] W. Tarmizi, I. Elamvazuthi y M. Begam, «Kinematic and dynamics modeling of a multi-fingered robot hand,» *Internacional journal of basic and applied sciences*, vol. 09, n° 10, pp. 61-68, 12 2009.
- [15] M. H. Sttopa y J. C. Mendes Carvalho, «Kinematic modeling of a multi-fingered hand prosthesis for manipulation tasks,» de *Congreso Nacional de Matematica Aplicada a Industria*, Goiás, 2014.
- [16] S. Cobos, M. Ferre, M. Sánchez, J. Ortego y C. Peña, «Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks,» de *Intelligent Robots and Systems*, Nice, 2008.
- [17] K. S. Fu, R. C. González y C. S. Lee, *Robótica: Control, detección, visión e inteligencia*, Madrid: McGraw Hill, 1988.
- [18] J. J. Craig, *Robotica*, México: Pearson Educación, 2006.
- [19] D. Didrick, «Everyday Prosthetic Fingers,» [En línea]. Available: <https://www.asme.org/engineering-topics/articles/bioengineering/everyday-prosthetic-fingers>. [Último acceso: 24 05 2018].
- [20] E-nable, «Enabling the Future,» 2018. [En línea]. Available: <http://enablingthefuture.org/>. [Último acceso: 24 05 2018].
- [21] B. Phillips, G. Zingalis, S. Ritter y K. Mehta, «A Review of Current Upper-Limb Prostheses for Resource Constrained Settings,» de *IEEE 2015 Global Humanitarian Technology Conference*, Seattle, 2015.

- [22] Ottobock, «Prótesis de mano Michelangelo,» 07 2014. [En línea]. Available: <https://www.ottobockus.com/media/local-media/prosthetics/upper-limb/michelangelo/files/michelangelo-brochure.pdf>. [Último acceso: 10 04 2018].
- [23] Ossur, «Touch Bionics,» 03 2018. [En línea]. Available: <http://assets.ossur.com/library/38895>. [Último acceso: 12 04 2018].
- [24] M. P. Groover, Fundamentos de manufactura moderna, 3 ed., México: McGraw Hill, 2007, p. 113.
- [25] K. Giang, «3D HUBS,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/pla-vs-abs-whats-difference>. [Último acceso: 29 05 2018].
- [26] «CarboSystem,» 2018. [En línea]. Available: <http://carbosystem.com/fibra-de-carbono-2/>. [Último acceso: 16 06 2018].
- [27] A. G. Erdman y G. N. Sandor, Diseño de mecanismos análisis y síntesis, México: Pearson Educación, 1998.
- [28] C. Riba, Diseño concurrente, 1 ed., Barcelona: Edicions upc, 2002.
- [29] J. C. Díaz Montes , A. . M. Delgado Brito y J. M. Dorador González, «Sociedad mexicana de ingeniería mecánica,» 25 09 2013. [En línea]. Available: http://somim.org.mx/memorias/memorias2013/pdfs/A1/A1_105.pdf.
- [30] S. Y. Jung, S. K. Kang, M. J. Lee y I. Moon, «Design of Robotic Hand with Tendon-driven Three Fingers,» de *Internation al Conference on Control , Automation and Systems*, Seoul, 2007.
- [31] C. Gosselin, F. Pelletier y T. Laliberté, «An Anthropomorphic Underactuated Robotic Hand with 15 Dofs and a single actuator,» de *IEEE International Conference on r*, Pasadena, 2008.

- [32] M. Grebenstein, M. Chalon , G. Hirzinger y R. Siegwart, «Antagonistically Driven Finger Design for the Anthropomorphic DLR Hand Arm System,» de *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, Nashville, 2010.
- [33] Y. Mishima y R. Ozawa, «Design of a robotic finger using series gear chain mechanisms,» de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Chicago, 2014.
- [34] J. Sun y W. Zhang, «A novel coupled and self-adaptive under-actuated multi-fingered hand with gear–rack–slider mechanism,» *Journal of Manufacturing Systems*, pp. 42-49, 2012.
- [35] N. Omarkulov, K. Telegenov, M. Zeinullin, A. Begalinova y A. Shintemirov, «Design and analysis of an underactuated anthropomorphic finger or upper limb prosthetics,» de *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milan, 2015.
- [36] R. Gopura, D. Bandara, N. Gunasekera, V. Hapuarachchi y B. Ariyaratna , «A prosthetic hand with self-adaptative fingers,» *IEEE*, pp. 269-274, 24 04 2017.
- [37] Y. Liu, H. Wang, B. Li y W. Zhou, «An optimal method to determine the parameters of anthropomorphic finger based on four-link mechanism,» *IEEE*, pp. 842-847, 19 10 2008.
- [38] N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, «Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand,» de *Proceedings of the Sixth National Applied Mechanisms & Robotics Conference*, 1999.
- [39] E. Refour , B. Sebastian y P. Ben-Tzvi, «Two-digit robotic exoskeleton glove mechanism,» *Journal of Mechanisms and Robotics*, pp. 1-33, 21 09 2017.
- [40] M. Cempini, M. Cortese y N. Vitiello, «A powered finger–thumb wearable hand,» *IEEE*, vol. 20, n° 02, pp. 705-716, 04 2015.

- [41] O. Lambercy, D. Schröder, S. Zwicker y R. Gassert , «Design of a thumb exoskeleton for hand rehabilitation,» de *International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology (i-CREATE)*., Zurich, 2013.
- [42] M. D. Yépez Rosero, «Repositorio Digital UTN,» 08 11 2017. [En línea]. Available: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7295/1/04%20MEC%20193%20TRABAJO%20DE%20GRADO.pdf>.
- [43] J. W. Lee y K. Rim, «Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity,» *Journal Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 152-162, 1991.
- [44] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, *Diseño en Ingeniería Mecánica*, Mexico DF: McGraw-Hill, 2012.