



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Ingeniería

**Modelado virtual en 3d de una prótesis para mano  
a partir de procesamiento de imágenes.**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el título de  
Ingeniero Biomédico

Presenta:

**Andrés Muñoz Cárdenas**

Dirigido por:

**Dra. Aurora Femat Díaz**

SINODALES

Dra. Aurora Femat Díaz

---

Presidente

Dr. Saúl Tovar Arriaga

---

Secretario

M.C. Bart Antonio Ramírez Padrón

---

Vocal

Ing. José de Jesús Santana Ramírez

---

Vocal



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales  
de Información



Modelado virtual en 3d de una prótesis para mano a  
partir de procesamiento de imágenes

**por**

Andrés Muñoz Cardenas

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons  
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0  
Internacional](#).

**Clave RI:** IGLIN-262951-0323-323

Campus Aeropuerto  
Querétaro, QRO  
México.  
2023



# Resumen

Esta tesis presenta una metodología para diseñar modelos en 3D de una prótesis de mano para un usuario que cuente con una mano con alguna deformidad o características irregulares. Se utilizan técnicas de procesamiento de imágenes y visión artificial para encontrar puntos anatómicos de interés en imágenes de las manos del usuario y, a partir de los resultados de las mediciones, se generan modelos en 3D de las piezas que conformaran la prótesis.

La metodología comienza con el reconocimiento de los puntos anatómicos en las imágenes, luego se calculan las longitudes de las falanges y se obtiene un vector de anclaje que delimita la generación de un soporte estructural, acorde a la superficie de la mano remanente del usuario; para finalmente generar piezas en formato .stl, mediante una etapa de extrusión de los planos parametrizados.

En los resultados se obtuvieron los modelos en 3d que conforman una prótesis, la pieza de soporte estructural acorde a la morfología de la mano del usuario, y un conjunto de falanges proximales, medias y distales, con la misma longitud que las de la mano regular del usuario. Las piezas en formato .stl se imprimieron en 3d, y se ensambló un modelo de prótesis con la capacidad de realizar movimientos de flexión y extensión.



# Contenidos

Resumen

Contenidos

Lista de Figuras III

Lista de Tablas v

**1. Introducción 1**

1.1. Justificación . . . . . 2

1.2. Descripción del problema . . . . . 2

1.3. Estructura de la Tesis . . . . . 4

**2. Revisión de la literatura 5**

2.1. Anatomía y funcionamiento de la mano . . . . . 5

2.2. Biomecánica de la mano . . . . . 6

2.3. Patologías y condiciones . . . . . 8

2.4. Prótesis para manos . . . . . 8

2.5. Diseño paramétrico de prótesis . . . . . 9

2.6. Técnicas de visión para el reconocimiento de manos . . . . . 10

2.7. Procesamiento de imágenes . . . . . 11

2.8. Hardware y Software . . . . . 12

**3. Hipótesis y objetivos 15**

3.1. Hipótesis . . . . . 15

3.2. Objetivos . . . . . 15

3.2.1. Objetivo general . . . . . 15

3.2.2. Objetivos específicos . . . . . 15

<b>4. Metodología</b>	<b>17</b>
4.1. Software y Materiales . . . . .	17
4.1.1. Software . . . . .	17
4.1.2. Materiales . . . . .	18
4.2. Descripción de la metodología . . . . .	18
4.3. Obtención de imágenes de entrada . . . . .	19
4.4. Medición de características en imágenes de entrada . . . . .	21
4.4.1. Cálculo de factores de unidades de referencia . . . . .	21
4.4.2. Procesamiento de imagen de mano con características regulares . . . . .	21
4.4.3. Procesamiento de imagen de mano con características irregulares . . . . .	22
4.5. Parametrización de soporte estructural . . . . .	26
4.6. Diseño y generación de piezas 3D . . . . .	27
4.6.1. Parametrización y construcción del soporte estructural . . . . .	27
4.6.2. Parametrización y construcción del conjunto de falanges proximales . . . . .	27
4.6.3. Parametrización y construcción del conjunto de eslabones proximal-medio . . . . .	29
4.6.4. Parametrización y construcción de las falanges medias y falanges distales. . . . .	30
4.6.5. Parametrización y construcción de los eslabones medio-distales . . . . .	33
4.6.6. Parametrización y construcción de pieza conectora con la muñeca . . . . .	34
<b>5. Resultados</b>	<b>37</b>
5.1. Obtención de imágenes de entrada . . . . .	37
5.1.1. Cálculo de factores de unidades de referencia . . . . .	37
5.2. Medición de características de manos en imágenes de entrada . . . . .	39
5.2.1. Procesamiento de imagen de mano con características regulares . . . . .	39
5.2.2. Procesamiento de imagen de la mano con características irregulares . . . . .	41
5.3. Parametrización de soporte estructural . . . . .	47
5.4. Diseño y generación de piezas 3D . . . . .	48
5.4.1. Parametrización y construcción eslabones proximal-medio . . . . .	49
5.4.2. Parametrización y construcción de falanges medias y distales . . . . .	49
5.4.3. Parametrización y construcción de eslabones medio-distales . . . . .	50
5.5. Ensamblaje . . . . .	51
5.6. Movimiento de falanges . . . . .	52
5.7. Fuente de movimiento de falanges proximales . . . . .	53
5.8. Conclusión General . . . . .	56
<b>Bibliografía</b>	<b>59</b>

<b>Anexos</b>	<b>65</b>
Declaración de confidencialidad. . . . .	65
Formato de consentimiento informado. . . . .	66



# Lista de Figuras

4.1. Descripción general de la metodología del proyecto. . . . .	19
4.2. Ejemplo de posicionamiento de mano para obtener una imagen de entrada. . . . .	20
4.3. Ejemplo de vector de anclaje. . . . .	24
4.4. Ejemplo de vector de diferencia vertical con respecto al eje de rotación proximal. . .	25
4.5. Ejemplo de vector de distancia vertical de no coincidencia con respecto al eje de rotación proximal. . . . .	25
4.6. Ejemplo de soporte estructural (sin agujeros posteriores). . . . .	26
4.7. Ejemplo de soporte estructural (sin agujeros posteriores). . . . .	26
4.8. Representación del plano genérico utilizado para el soporte estructural. . . . .	27
4.9. Representación del plano genérico utilizado para una falange proximal unitaria. . . .	28
4.10. Ejemplo de delimitación del conjunto de falanges proximales con base en los vectores de anclaje. . . . .	28
4.11. Ejemplo de conjunto de falanges proximales en un soporte estructural. . . . .	29
4.12. Representación del plano genérico utilizado para un eslabón proximal - medio unitario y/o un eslabon medio - distal. . . . .	29
4.13. Ejemplo de un conjunto de eslabones proximal-medio anclado a un soporte estructural.	30
4.14. Representación del plano genérico para una falange media. . . . .	31
4.15. Representación del plano genérico para una falange distal. . . . .	31
4.16. Ejemplo de falange media. . . . .	32
4.17. Ejemplo de falange distal. . . . .	33
4.18. Ejemplo de eslabón medio-distal (verde). . . . .	33
4.19. Ejemplo de eslabones proximal y distal rotando las falanges media y distal con respecto a la rotación generada por la falange proximal en posición de a) extensión; b) transición entre extensión y flexión; c) flexión. . . . .	34
4.20. Ejemplo de pieza conectora con la muñeca. . . . .	34
4.21. Conector de soporte estructural (porción de pieza conectora con la muñeca). . . . .	35
4.22. Brazaletes de la prótesis (porción de pieza conectora con la muñeca). . . . .	35

5.1. Ventana de selección de imágenes. . . . .	38
5.2. Interfaz de ingreso de distancias de referencia. . . . .	38
5.3. Puntos anatómicos de interés encontrados en primera imagen de entrada. . . . .	39
5.4. Representación visual del ángulo de inclinación del conjunto antebrazo-palma en primera imagen de entrada. . . . .	40
5.5. Representación visual de la articulación mediocarpiana encontrada en la segunda imagen de entrada. . . . .	41
5.6. Interfaz de binarización de segunda imagen de entrada. . . . .	42
5.7. Representación visual del centroide de la porción del antebrazo. . . . .	42
5.8. Representación visual del ángulo de inclinación del conjunto antebrazo-palma en segunda imagen de entrada. . . . .	43
5.9. Proyección de las coordenadas polares de la mano con características regulares (primera imagen de entrada) en la mano con características irregulares (segunda imagen de entrada). . . . .	44
5.10. Representación visual de las coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada. . . . .	44
5.11. Representación visual de las áreas de tolerancia de colisión detectadas en la binarización de la segunda imagen de entrada. . . . .	46
5.12. Modelo en 3D generado para el soporte estructural. . . . .	47
5.13. Modelo en 3D generado para el conjunto de falanges proximales. . . . .	48
5.14. Modelo en 3D generado para el conjunto de eslabones proximal-medio. . . . .	49
5.15. Modelos en 3D generados para una falange media (izquierda) y falange distal (derecha). . . . .	50
5.16. Modelo en 3D generado para el un eslabón medio - distal. . . . .	50
5.17. Prótesis impresa en PLA y ensamblada vista frontalmente (izquierda) y posteriormente (derecha). . . . .	51
5.18. Prótesis impresa en PLA y ensamblada vista frontalmente (izquierda) y posteriormente (derecha). . . . .	52
5.19. Prótesis impresa en PLA y en extensión (izquierda) y en flexión (derecha). . . . .	53
5.20. Modelo en 3D de pieza de soporte para servomotor. . . . .	54
5.21. Modelo en 3D de pieza corredera vertical. . . . .	54
5.22. Sistema de transferencia de movimiento rotacional acoplado a la prótesis. Posición de extensión (izquierda) y flexión (derecha). . . . .	55

# Lista de Tablas

4.1. Longitudes de eslabones con respecto a la longitud de la falange proximalmente adyacente. . . . .	30
5.1. Coordenadas cartesianas y referencia en milímetros de imágenes de entrada . . . . .	38
5.2. Factor px - mm de imágenes de entrada . . . . .	39
5.3. Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la primera imagen de entrada . . . . .	40
5.4. Coordenadas cartesianas de las articulaciones interfalángicas, metacarpofalángicas y puntos medios distales de primera imagen de entrada . . . . .	40
5.5. Longitudes en píxeles de las falanges de cada dedo de la mano de la primera imagen de entrada. . . . .	40
5.6. Coordenadas polares de las articulaciones metacarpofalángicas en la primera imagen de entrada . . . . .	41
5.7. Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la segunda imagen de entrada . . . . .	41
5.8. Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la segunda imagen de entrada . . . . .	43
5.9. Coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada. . . . .	45
5.10. Coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada. . . . .	45
5.11. Vector de anclaje resultante para el soporte estructural. . . . .	46
5.12. Vector de diferencia vertical resultante. . . . .	46
5.13. Vector de diferencia vertical de no coincidencia. . . . .	46
5.14. Parámetros de extrusión y de corte para la generación del soporte estructural en 3D. . . . .	47
5.15. Longitudes en milímetros de las falanges en la primera imagen de entrada. . . . .	48
5.16. Longitudes en milímetros de los eslabones proximales-medios que conformarán la pieza del conjunto de eslabones proximal-medio. . . . .	49

5.17. Longitudes en milímetros de la piezas para los eslabones distales. . . . .	50
--	----

# Introducción

La simbraquidactilia es una condición congénita que afecta el desarrollo de los dedos de una o ambas manos. Se caracteriza por la ausencia o subdesarrollo de algunos o todos los dedos, lo que da como resultado una apariencia más corta o similar a una garra. La causa exacta de la simbraquidactilia no se comprende por completo, pero se cree que es el resultado de una interrupción en la formación de la mano durante el desarrollo embrionario (Alpenfels, 1955). Las opciones de tratamiento para la simbraquidactilia incluyen prótesis, cirugía y terapia ocupacional para ayudar a las personas a adaptarse y funcionar en su vida diaria (Malik, 2012).

Una prótesis puede contribuir a mejorar la estética del cuerpo, y ayudar a recuperar una funcionalidad parcial, disminuyendo el sentimiento de diferencia social en el usuario (Saradjian et al., 2008). Los usuarios de algunas prótesis han comentado que la apariencia de la prótesis es fundamental para que el usuario la acepte y se sienta cómodo (Kyberd et al., 1995). En entrevistas, personas describen como el uso de estos dispositivos impacta su entorno social y establecen que les es de gran aprecio el rol de normalización social que la prótesis les aporta (Murray, 2005).

Desafortunadamente, el proceso para desarrollar una prótesis es extensivo y riguroso, y puede tomar semanas o incluso meses para llevarse a cabo, debido a la morfología específica del miembro remanente del paciente. Generalizar o normalizar este proceso podría representar un avance significativo en el desarrollo de prótesis; sin embargo, no en todos los casos se puede lograr dicha normalización. Cada deformidad es diferente, por lo que cada prótesis para mano debería ser adecuada a cada paciente (Nguyen et al., 2020). El proceso puede incluir la creación de un molde del muñón del paciente, utilizado para garantizar un ajuste y una alineación adecuados del dispositivo protésico; crear un diseño basado en las necesidades y preferencias individuales del paciente, utilizando un escaneo y modelado en 3D; y diseñar un dispositivo protésico para luego imprimirlo y ajustarlo físicamente al paciente (ten Kate et al., 2017).

La impresión 3D ha revolucionado el campo de las prótesis y aporta numerosas ventajas frente a los métodos de fabricación tradicionales. Esto debido a que los dispositivos protésicos son más personalizados y se podrían adaptar a las necesidades y anatomías de cada paciente. Lo que permite un mayor grado de comodidad, funcionalidad y estética, en comparación con las prótesis tradicionales. También se pueden crear diseños iterativos, con la finalidad de mejorar la calidad final de los dispositivos protésicos. La impresión 3D permite una producción rápida y rentable de estos dispositivos, lo que puede ser particularmente beneficioso para pacientes en países en desarrollo, o con acceso limitado a recursos de atención médica.

## 1.1. Justificación

El no contar con una mano o tenerla incompleta, debido a alguna amputación o condición congénita, representa en el individuo una desventaja en su entorno, debido a la dificultad para realizar algunas actividades, o al interactuar en la sociedad (Saradjian et al., 2008). Pacientes amputados, al finalizar exitosamente un tratamiento en contra del Osteosarcoma, presentan procesos de adaptación social complicados que involucran maduración social, vocacional, psicológica y física (Lane et al., 2001).

El uso de prótesis ha ayudado indiscutiblemente a muchas personas a mejorar su calidad de vida. Sin embargo, la elaboración de una prótesis es un proceso arduo y complicado (Kyberd et al., 1995). Implementar una herramienta para reconocer la morfología de manos, basada en diversas técnicas de procesamiento de imágenes, puede hacer más eficiente el proceso de obtención de características y permitir la construcción de una prótesis virtual. Al desarrollar un modelo tomando en consideración mediciones obtenidas de las imágenes de las manos del usuario, es más fácil que el usuario obtenga el sistema protésico indicado para él.

Las prótesis más avanzadas para mano, disponibles actualmente en el mercado, ofrecen un factor cosmético muy bueno y una funcionalidad aceptable. Sin embargo, sus costos son elevados (Zuo et al., 2014). Un usuario con un presupuesto reducido no puede gozar de las funciones cosméticas-funcionales que las empresas de vanguardia ofrecen. Con la implementación de una modelación virtual, el usuario puede tener la posibilidad de interactuar virtualmente con un modelo 3D específico para él, e imprimirlo para posteriormente adaptarlo al miembro residual de su mano.

## 1.2. Descripción del problema

Se ha demostrado que una prótesis que se ajusta correctamente a la mano del usuario causa incomodidades e incluso dolor en la superficie residual (Behrend et al., 2011). Eso ocasiona que

muchos usuarios se desmotiven y opten por dejar de usar la prótesis. Además de esto, los procesos para ajustar las prótesis requieren de la asistencia de especialistas para medir y calcular las dimensiones del socket que se empleará. Así como también tardados procesos de obtención de moldes y construcción de negativos para adaptarse a la morfología del miembro residual.

El desarrollar una prótesis para una mano que haya sufrido alguna amputación o tenga alguna condición congénita necesita una etapa de reconocimiento del miembro remanente. Muchos de los algoritmos propuestos para el reconocimiento de manos, toman como base manos sin deficiencias anatómicas remarcables o malformaciones (Ibraheem, 2012). Al no reconocer correctamente las características remanentes de la mano, la prótesis puede no ser adecuada para el usuario, y este puede rechazarla debido a que es incómoda o no tiene el funcionamiento que esperaba.

Uno de los principales desafíos en la obtención de parámetros anatómicos de una mano con características irregulares, es la falta de técnicas de medición estandarizadas. A diferencia de otras partes del cuerpo, como el pie o la cabeza, que tienen puntos de referencia establecidos y herramientas de medición estándar (Latarjet, M., 2008), la mano es una estructura muy variable con múltiples articulaciones, huesos, tejidos blandos, etc. Cada deformidad es única, lo que dificulta la aplicación de un enfoque único para todos. La presencia de deformidades o ausencia de falanges puede complicar el reconocimiento de patrones en la mano. Si el software utilizado para parametrizar se basa en técnicas de visión o de aprendizaje asistido para reconocer parámetros regulares en manos, una mano con características irregulares hace que el software de reconocimiento no pueda garantizar resultados aproximados a la realidad.

Otra dificultad es la incomodidad y el dolor del paciente durante el examen. Las zonas residuales de la mano a menudo tienen una movilidad limitada, lo que puede dificultar el logro de las posiciones requeridas para las mediciones. Además, la presencia de dolor puede dificultar que el paciente permanezca quieto durante el examen, lo que genera errores en las mediciones.

Además, no todas las personas con deficiencias en alguna mano pueden acceder a tecnologías de escaneo en 3D, ya que suele ser una serie de procesos relativamente costosos, tardados y con la necesidad de intervención de especialistas. Las prótesis que se adecuan específicamente al usuario, en cuanto a funcionalidad y morfología, resultan ser poco accesibles económicamente para la población en general. El uso de prótesis a la medida provee una mejora a la calidad de vida del paciente. Lamentablemente, la tasa de rechazo de una prótesis para miembro superior se encuentra en el 38%. Esta aumenta cuanto más proximal sea la amputación o carencia en la extremidad. (Behrend et al., 2011)

### 1.3. Estructura de la Tesis

Este proyecto presenta una manera de obtener una prótesis para pacientes que presenten una deformidad del tipo symbradactil en una de sus manos. Se integran algunas funciones de sistemas de visión artificial para parametrizar las formas de las manos y detectar una serie de puntos anatómicos que permitan mapear las falanges de la mano con características regulares y extrapolarlas a la mano que padezca una deformidad; y así, luego de un proceso de generación de piezas en 3D, obtener una prótesis de mano a la medida.

La distribución de esta tesis se lleva a cabo mediante 5 capítulos. En la introducción se describen las dificultades técnicas que se presentan en el desarrollo de prótesis para manos a la medida, debido a la gran variedad de diferencias anatómicas presentes en las manos con características irregulares. Además de algunas dificultades que pueden presentarse para obtener una regularización en el proceso de obtención de características en manos con deformidades.

La revisión de la literatura, primero detalla las funciones de la mano, así como su distribución anatómica. Después, presenta algunos trabajos e investigaciones relacionados con el desarrollo de prótesis; describiendo tecnologías o procedimientos similares a los empleados en este trabajo, como el reconocimiento de manos utilizando técnicas de visión, o la parametrización de prótesis a partir de mediciones en manos con características regulares. Después de esto, en el tercer capítulo, la hipótesis y los objetivos describen puntualmente los alcances de esta tesis.

El capítulo de metodología comienza con la descripción de los recursos de software y los materiales que se usaron. Ésta describe las técnicas empleadas y cada uno de los pasos utilizados para reconocer los puntos anatómicos de interés, y así parametrizar la mano que presenta la deformidad, extrapolar sus características a las de la mano con características regulares, con el objetivo de generar un modelo 3D de prótesis funcional que pueda ser impreso.

Los resultados presentan un caso en donde se logró desarrollar una prótesis para usuario, en este capítulo se muestran algunas imágenes del modelo 3D impreso. El trabajo finaliza con una conclusión general del proyecto; y se hace énfasis en las áreas de oportunidad identificadas durante la integración de la metodología y la obtención de los resultados.

# Revisión de la literatura

En el este capítulo se presenta la revisión de la literatura que fue considerada para el desarrollo de este proyecto. La explicación de tópicos relacionados con el trabajo realizado se organiza en sub-secciones. Primero, se describe la disposición anatómica de la mano y los elementos que son indispensable para realizar las funciones de agarre. Luego, se establecen las bases para entender la mano como un sistema biomecánico. Posteriormente, se mencionan algunas técnicas de visión por computadora o procesamiento de imágenes que pueden ser usadas para obtener parámetros en manos. Al final, se describen de manera general proyectos dónde aplicaron distintas tecnologías para el desarrollo de prótesis.

## 2.1. Anatomía y funcionamiento de la mano

La mano es un sistema anatómico complejo que requiere la convergencia de tejido blando y tejido duro en volúmenes muy reducidos. Dentro de la mano se encuentran 27 huesos, más de 20 articulaciones y 30 músculos (Amparo et al., 2012), y su anatomía se puede explicar partiendo del sistema óseo. Comienza proximalmente con el carpo, sistema de dos filas de huesos que articulan la muñeca. La fila proximal, es la que se articula con el radio y el cúbito, su formación es dada por los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. En la fila distal se articula con los huesos metacarpianos y se conforma por el trapecio, trapezoide, grande y ganchoso. La siguiente zona de la mano es el metacarpo, en él se disponen los cinco huesos metacarpianos que dan origen a los dedos. Con excepción del pulgar, que cuenta sólo con la falange proximal y distal, todos los demás dedos cuentan con tres falanges, proximal, media y distal. (García, 2010)

Ciertos puntos anatómicos en la mano sirven para delimitar sus zonas. Estos puntos toman como referencia los huesos radio y cubito del antebrazo. Comenzando proximalmente desde las apófisis estiloides de ambos huesos, se encuentran tres puntos que forman una línea horizontal a la altura de la muñeca. Los siguientes límites forman tres niveles de ancho en la mano. El primero comienza

en el punto metacarpiano radial y termina en el punto metacarpiano cubital. El segundo límite comienza en el punto distal de la falange media del dedo meñique y termina en el punto proximal de la falange media del dedo índice. El tercer y último límite comienza en el punto más distal de la falange distal del dedo meñique y termina en el punto proximal de la falange distal de dedo índice. (Alpenfels, 1955)

Las articulaciones en la mano son en donde se unen los huesos y se torna un eje de rotación. Estas pueden tener diferentes grados de libertad dependiendo de su función. Las articulaciones carpometacarpianas de la mano (CMC) son consideradas articulaciones planas de un grado de libertad. Esto con excepción de la del pulgar, también llamada articulación trapeciometacarpiana (TMC). A esta última se le considera de tipo “silla de montar” debido a que presenta una rotación conjuncional. En cuanto a las falanges metacarpianas, se les clasifica como elipsoidales o condilares, y cuentan con dos grados de libertad. Las articulaciones interfalángicas proximales y distales (PIP y DIP) son del tipo bicondilear, y cuentan con solamente un grado de libertad. (Amparo et al., 2012)

Las cápsulas articulares son las estructuras anatómicas que permiten a las articulaciones funcionar correctamente. Son estructuras fibrosas compuestas de tejido conectivo. Las cápsulas articulares pueden resistir el estrés mecánico y permitir el movimiento en varias direcciones dependiendo la articulación (Moran, 1989).

La función de agarre es una de las funciones de la mano para tirar o suspender objetos. Esta requiere una fuerza de agarre ejercida por el individuo para accionar los músculos de la mano y que ésta se adapte a la forma del objeto. Esta acción es necesaria para realizar actividades diarias que son requeridas para tener una autonomía funcional en sociedad (Koley et al., 2009). La fuerza que ejerce un músculo es directamente proporcional al número de fibras musculares con las que esta cuenta (Vergara. & Alvarez, 1992). El acomodo de las fibras musculares, con respecto al eje en donde se genera la fuerza, se define como arquitectura del músculo esquelético. (Jacobson et al., 1992)

## 2.2. Biomecánica de la mano

La biomecánica de la mano estudia la estructura, función y movimiento de la mano humana. Es un campo interdisciplinario que combina conocimientos de anatomía, fisiología, física e ingeniería, entre otras áreas. Esta disciplina ayuda a comprender los mecanismos que permiten a la mano realizar tareas motoras, como agarrar, sujetar y manipular objetos. La investigación de la biomecánica de la mano puede asistir el diseño de manos protésicas y dispositivos de asistencia para personas con discapacidades en las manos. En general, la biomecánica de la mano tiene implicacio-

nes importantes para la salud, la parametrización y la rehabilitación de la mano. (Iwasaki, N., 2016)

Una representación de la cinemática del movimiento de la mano toma como referencia sus articulaciones. Algunos modelos simulan el arco de la palma de la mano con seis grados de libertad y se puede representar la deformación del arco al realizar distintos tipos de agarre (Cobos et al., 2008); otros modelos añaden un grado extra en la articulación metacarpofalángica (MCF) del pulgar (Copaci et al., 2014).

En su trabajo, Liu y colaboradores destacan la arquitectura biomecánica de la mano humana como un factor importante que debe ser considerado para el diseño y control de dispositivos prostéticos para mano. El trabajo menciona la importancia de comprender la relación entre la arquitectura biomecánica y la coordinación manual para mejorar el diseño de manos robóticas o para ayudar en la comprensión de los conocimientos para rehabilitación de personas con discapacidades en las manos. Sin embargo, el vínculo funcional entre la arquitectura biomecánica y la coordinación manual no está comprendido por completo, y las características biomecánicas específicas responsables de la coordinación manual y sus efectos no están del todo claros. (Liu et al., 2016)

La estructura mecánica y el control nervioso de la mano humana contribuyen a su variedad y adaptabilidad de movimiento. Los tendones y los músculos de las manos pueden analizarse para desarrollar modelos biomecánicos que permiten determinar sus esfuerzos musculares. Sin embargo, aunque estos modelos pueden proporcionar información sobre las fuerzas involucradas en los movimientos de la mano, se han desarrollado principalmente para subsistemas como un dedo fijo en diferentes posiciones estáticas, en lugar de para los movimientos dinámicos de toda la mano. Por lo que todavía hay mucho que aprender sobre la relación entre la mecánica y el sistema de control neural, y se necesita más investigación para desarrollar modelos del movimiento de toda la mano. (Biryukova & Yourovskaya, 1994)

Según la biomecánica de la mano humana, se pueden clasificar 7 maniobras de las cuales derivan la mayoría de sus funciones (Duncan & Saracevic, 2013). Estas son:

- (a) Pinza de presión, involucra la flexión de IP en el pulgar y la DIP del dedo índice para juntar ambas puntas y poder manipular objetos pequeños.
- (b) Pinza opositora, las puntas del dedo índice y el pulgar se juntan mientras las articulaciones DIP y IP realizan la extensión, esto incrementa la fuerza en el agarre.
- (c) Pinza tipo llave, en esta maniobra el pulgar se aduce hacia la falange media del dedo índice.
- (d) Agarre direccional, permite que los dedos índice, medio y pulgar envuelvan a un objeto cilíndricamente.

- (e) Agarre tipo gancho, se requiere la flexión en ambas articulaciones interfalángicas de los dedos y extensión en las articulaciones MCP, este agarre no requiere acción del pulgar.
- (f) Agarre de poder, todos los dedos realizan flexión y el pulgar se encuentra opuesto, también realizando flexión.
- (g) Agarre de extensión, las articulaciones DIP y PIP de los dedos se flexionan alrededor de 30° mientras que el pulgar realiza una aducción. Se genera una fuerza entre los dedos y el pulgar.

Los tendones en la mano son los mecanismos que unen el músculo con el hueso, y están formados por tejido conectivo fibroso. Algunos tendones que se originan en los músculos extensores de la mano, antebrazo y muñeca, tienen distribuciones variables entre la población (Hattori et al., 2001). Desde la cinemática, el movimiento de la mano es el resultado del desplazamiento de los tendones. Estos ejercen una fuerza en los huesos en donde terminan, y producen un giro articular. (Kalker et al., 1992)

### 2.3. Patologías y condiciones

Las anomalías congénitas en manos ocurren aproximadamente en 1.19 por cada 10,000 nacimientos. Los tratamientos se enfocan en intentar maximizar la funcionalidad de la mano, normalizar su apariencia y ayudar al paciente y a su familia a aceptar su diferencia. (Goodell et al., 2016)

Un subconjunto de las anomalías congénitas en manos es la Simbraquidactilia. Esta se ha definido como un fallo en la formación del eje anatómico de la mano. Una clasificación aceptada se basa en el número de dedos funcionales con el que cuenta la mano. (Woodside & Light, 2015)

Otra patología congénita común es la Sindáctila. Esta consiste en la fusión de las falanges de los dedos debido a un error en su formación en la etapa de desarrollo prenatal. Existe una clasificación para los tipos de Sindáctila llamada clasificación de Temtamy-McKusick. Dicha clasificación se basa en la morfología y características anatómicas anormales en la mano afectada. (Malik, 2012)

### 2.4. Prótesis para manos

El uso de una prótesis ayuda al usuario a obtener una aproximación del funcionamiento de un miembro faltante. En el caso de las manos, las prótesis más antiguas partían de un sistema de gancho que simulaba el movimiento de prensión de la mano. La premisa a lo largo de los años ha sido acercar este modelo de gancho a uno que emule completamente la mano humana (Van Der Riet et al., 2013). Los diseños actuales buscan contar con una buena relación de flexibilidad y durabilidad.

La personalización de las piezas en la prótesis es algo que también se contempla en su manufactura (Nguyen et al., 2020). Para diseñar la prótesis a la medida del usuario, se requiere mucha interacción con especialistas. Frecuentemente, componentes de la prótesis tienen que ser enviados de vuelta al desarrollador para realizar ajustes.

Las prótesis empleadas en mano pueden tener dos diferentes funciones, cosmética, funcional, o ambas. Comúnmente una prótesis funcional se puede dividir en tres segmentos. Un socket, que es el componente en contacto con el muñón. Un componente de suspensión, el cual soportará los actuadores y estructura de la prótesis. Y, un componente terminal, este es el que interactuará con el entorno. (Behrend et al., 2011)

Los sistemas prostéticos enfocados en manos han recorrido un largo camino en los últimos años, gracias al avance tecnológico que se ha llevado a cabo. Hoy en día, las prótesis de mano son más realistas y funcionales que nunca, con muchos modelos que cuentan con sensores y motores sofisticados que permiten a los usuarios realizar una amplia gama de tareas. Si bien todavía hay espacio para mejorar en términos de asequibilidad y accesibilidad, las prótesis de mano son un área prometedora de investigación y desarrollo que ofrece esperanza a los usuarios que padezcan alguna malformación o discapacidad en la mano.

## 2.5. Diseño paramétrico de prótesis

El diseño paramétrico de prótesis de mano es un campo emergente que tiene como objetivo mejorar la funcionalidad y accesibilidad de los dispositivos prostéticos. Este enfoque implica la creación de un modelo digital de la mano protésica que se puede ajustar y personalizar para adaptarse a las necesidades y preferencias específicas del usuario. Mediante el uso de técnicas de diseño paramétrico, los diseñadores pueden crear una gama de prótesis de mano que se pueden ajustar en términos de tamaño, forma, material y propiedades mecánicas. Existen diferentes trabajos que han realizado parametrización de prótesis a partir de reconocimiento de puntos anatómicos.

En un proyecto se desarrolló una herramienta de software para que personal médico construyera prótesis transradiales de manos personalizables. Estas se podían imprimir en 3D y adaptarse al tamaño de la mano de un paciente específico. En el software propuesto se diseñó un modelo 3D paramétrico para una mano protésica transradial con los componentes para su impresión y ensamblaje. Uno de sus objetivos era ser fácil de usar y operar por personal no capacitado, para reducir costos de prótesis personalizadas. El trabajo señala que el uso de modelos paramétricos 3D de código abierto puede proliferar el rubro de las prótesis impresas en 3D en los países en desarrollo. (Lázaro-Guevara et al. 2020)

Otro estudio presentó un método para modelar prótesis anatómicas basado en la reconstrucción del contorno, a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC). El método utilizó redes generativas antagónicas (GAN) para predecir los atributos geométricos de las fallas óseas. El estudio propuso una técnica que calculaba parámetros geométricos para ajustar una curva en cada imagen de la tomografía. Los autores implementaron el sistema de software prototipo en Python y éste calculaba los parámetros del borde y generaba el modelo computacional para la impresión. En sus resultados compararon las coordenadas estimadas y reales. En general, presentaron una técnica prometedora para la construcción de modelos geométricos 3d de prótesis anatómicas, que podría tener importantes aplicaciones en el campo de la medicina. (de Rocha et al. 2020)

Un tercer trabajo propuso un diseño paramétrico de prótesis de miembro superior impresa en 3d fácilmente personalizable. Utilizaron siete características antropomórficas de mano con características regulares, como entrada para generar el modelo. La mano protésica fabricada podía realizar hasta 31 agarres. Este enfoque podría mejorar significativamente la accesibilidad y la asequibilidad de las prótesis para personas con reducciones o amputaciones de las extremidades superiores, especialmente en regiones remotas. (Mudassir, 2021)

## 2.6. Técnicas de visión para el reconocimiento de manos

Reconocimiento de manos con técnicas de visión se refiere al proceso de detección e identificación de manos humanas en imágenes utilizando algoritmos de visión por computadora. Estas técnicas implican el uso combinado de procesamiento de imágenes y algoritmos de aprendizaje asistido para analizar patrones de movimiento o características de la mano, como la forma, el color, la textura, etc. La tecnología de reconocimiento de manos tiene muchas aplicaciones prácticas, incluido el reconocimiento de gestos, la interpretación del lenguaje de señas y las interfaces de realidad virtual. (Zhang, Y., 2012)

MediaPipe Hands es un sistema de seguimiento de manos basado en el entorno de trabajo de MediaPipe de Google. Éste utiliza una red neuronal profunda para detectar y rastrear puntos clave en la mano de un usuario, y mediante redes neuronales convolucionales predice la posición de 21 puntos de mano. El sistema puede ejecutarse en cualquier computadora con el compilador especificado en los requerimientos, y permite el seguimiento de manos en tiempo real sin tener que acceder a la nube o a Internet. El trabajo de Zhang analiza las posibles aplicaciones de MediaPipe Hands, como el reconocimiento de gestos con las manos y las interfaces de usuario basadas en la mano. Este sistema para seguimiento manual, podría ser una herramienta valiosa para los desarrolladores que trabajan en proyectos de visión por computadora. (Zhang, F 2020)

Utilizando MediaPipe Hands y la morfología de las manos de un usuario, se han desarrollado distintas aplicaciones. En una de ellas se identificaron los puntos de referencia necesarios para generar características de representación circular, longitud de los dedos y de cada una de las falanges de los dedos, y ancho de los nudillos; esto ayudó a crear un modelo de identificación de usuarios que demostró una buena precisión. Los resultados de este desarrollo mostraron la eficacia de MediaPipe Hands para lograr un balance satisfactorio entre costo, precisión y facilidad de uso (Ghanbari et al. 2022). Otra aplicación en donde se ha demostrado que MediaPipe Hands es eficaz al reconocer puntos anatómicos de manos, es en el reconocimiento de señas. En un artículo presentado por Arpita Halder y Akshit Tayade, utilizaron MediaPipe Hands para establecer un sistema de comunicación de lenguaje de señas que podía adaptarse a distintos idiomas, la precisión promedio en este trabajo fue del 99 por ciento. (Halder, A. & Tayade, A 2021)

## 2.7. Procesamiento de imágenes

Las técnicas de procesamiento de imágenes se puede utilizar como herramientas para reconocer manos en imágenes. Se pueden aplicar varias de éstas técnicas en la implementación de un sistema, como detección de bordes, análisis de contornos, umbralización, coincidencia de plantillas, entre otras. Por ejemplo, la detección de bordes se puede usar para identificar los límites de la mano, mientras que el análisis de contorno se puede usar para extraer la forma y el tamaño de la mano. La umbralización se puede usar para segmentar la mano desde el fondo, y la coincidencia de plantillas se puede usar para hacer coincidir la mano con una plantilla predefinida. (Ibraheem, 2012)

Una investigación sugiere que utilizar la técnica de histogramas orientados de gradientes (HOG) es eficiente para reconocer gestos de la mano (Ibraheem, 2012). Los histogramas orientados también se han usado como un vector característico para la clasificación de gestos (Freeman & Roth, 1994). El aumentar el vector característico de un histograma orientado resultó eficaz para encontrar una representación de la forma de la mano. (Zhou et al., 2004)

El trabajo de Ionescu et al. en 2005, muestra un sistema de reconocimiento de manos a partir de entradas de video, para lograr ésto se utilizó la operación de Sobel en los píxeles dentro la región de la mano (Ionescu et al., 2005). El algoritmo propuesto por Panwar et al. en 2011, también se enfoca en el reconocimiento de manos. Centra su funcionamiento en la detección de características dependiendo su forma por medio de una etapa de segmentación en YCbCr (Panwar et al., 2011). El espacio de color YCbCr separa del espacio RGB las características de luminancia y crominancia (Chai & Bouzerdoum, 2000). Las características de una mano también se pueden extraer con base a la detección de propiedades geométricas en la imagen, como lo son líneas, contornos y siluetas (Ying Wu & Huang, 2001).

En un trabajo se extrajeron características de la mano con un identificador biométrico, reconociendo vasos sanguíneos en la palma de la mano; para esto fue necesario una segmentación con umbrales dinámicos (Kejun et al., 2006). Otra aplicación con la palma de la mano tomó como base una transformación rotacional para calcular la distancia recorrida de cada pixel para estimar una región palmar cuadrada (Kumar & Zhang, 2006).

## 2.8. Hardware y Software

Para el desarrollo de prótesis para mano se deben contemplar los diferentes tipos de tecnologías que habilitan a la prótesis a operar de una manera efectiva y acorde a las capacidades del usuario. Entre estas tecnologías se pueden destacar métodos de control, tendencias de ensamblaje o entornos de realidad virtual para realizar pruebas. (Behrend et al., 2011)

El método más sencillo para control de prótesis, es la implementación de cables y arneses para transferir el movimiento de una extremidad del cuerpo a la prótesis. Este método requiere que el usuario tenga en la extremidad la fuerza suficiente para ejecutar las acciones de agarre. La desventaja de este método es que se limita solo a un pequeño repertorio de movimientos. (ten Kate et al., 2017)

Un método más complejo es el uso de señales mioeléctricas. Estas señales son el resultado de una función neuromuscular detectada por electrodos colocados sobre un músculo (Clement et al., 2011). El método de control por medio del procesamiento de señales mioeléctricas utiliza técnicas de electromiografía (EMG) para detectar y amplificar potenciales eléctricos en los músculos. Luego del procesado, las señales musculares se clasifican para que puedan servir como una entrada de control en la prótesis (Clement et al., 2011).

Métodos como la electroneurografía (ENG), proveen una retroalimentación sensorial al usuario. Esto gracias a una interfaz neuronal biocompatible que estimula los nervios aferentes (Naidu et al., 2008). Otro método de control revisado utiliza un sistema electrohidráulico como actuador. El sistema consta de ocho actuadores fluídicos añadidos a sus articulaciones. Los actuadores se expanden debido a una presión y se generan los movimientos de flexión y extensión en los dedos. (Pylatiuk et al., 2004)

Además de los métodos de control, también se han implementado metodologías de diseño que basan su funcionamiento en componentes modulares. Estos componentes permiten el desarrollo de prótesis adaptables. La adaptabilidad en una prótesis para mano, la hace eficiente en usuarios con amputaciones parciales o malformaciones congénitas (Clement et al., 2011). El diseño de UNB

Hand System, también se enfoca en el modularidad. Esto bajo la premisa de que cada usuario tiene una morfología de mano diferente (Losier et al., 2011).

La impresión 3D ha demostrado ser una combinación entre software y hardware sumamente eficaz para implementaciones en el ámbito protético. En los últimos 5 años, ha aumentado la preferencia del uso de métodos de impresión 3d para construir prótesis de mano. Esto se debe en gran medida a la formación de la comunidad internacional e-NABLE. Esta comunidad emplea gratuitamente modelos virtuales *open source* para impresión en 3d listos para ajustarlos a los usuarios. Los modelos varían dependiendo del grado de carencia en la extremidad. (ten Kate et al., 2017)

El motor gráfico UnityEngine, es una herramienta útil para construir entornos de realidad virtual (VR) (Boschmann et al., 2016). A continuación, se presentan algunas aplicaciones relacionadas al campo de desarrollo de prótesis que utilizan Unity, Creación entornos VR enfocados en el aprendizaje de control de prótesis (Heisenberg et al., 2016); es un modelo que permite experimentar con sinergias cinemáticas entre el usuario y un modelo de prótesis virtual (Garcia-Rosas et al., 2019), Sistema de análisis de algoritmos enfocados en visión con respecto a objetos virtuales (Zhong et al., 2020); Y desarrollo de interfaces inmersivas y atractivas implementadas en procesos de rehabilitación para prótesis mioeléctricas (Dhawan et al., 2019). Unity puede recibir diversos tipos de datos de entrada para controlar un modelo de prótesis virtual. Estos pueden ser desde imágenes de video rectificadas utilizando OpenCv (Boschmann et al., 2016), hasta clasificación de señales mioeléctricas (Palermo. et al., 2019).

En un sistema de control virtual para prótesis de mano propuesto por Johannes et al. en 2020, se utilizó modelos de manos en 3d que contenían articulaciones con movimiento individual, lo que permitió integrar un control modular en el modelo. El usuario, al tener un control segmentado de la prótesis, podía interactuar con el entorno VR (Johannes et al., 2020).



# Hipótesis y objetivos

## 3.1. Hipótesis

Un modelo virtual en 3D de prótesis para mano puede desarrollarse a partir de los puntos anatómicos, punto más distal de cada dedo y centroide de la porción del antebrazo, de las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximales e interfalángicas distales, utilizando operaciones de visión por computadora.

## 3.2. Objetivos

### 3.2.1. Objetivo general

Utilizando algoritmos de visión previamente definidos, implementar una metodología para generar un modelo de prótesis virtual en 3D que pueda ser impresa para una mano remanente a partir de la imagen de mano con características regulares, considerando los puntos anatómicos, punto más distal de cada dedo y centroide de la porción del antebrazo y de las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximales e interfalángicas distales.

### 3.2.2. Objetivos específicos

- Identificar un algoritmo que ubique, en imágenes de mano, los puntos anatómicos de interés como el punto más distal de cada dedo, el centroide de la porción del antebrazo, las articulaciones metacarpofalángicas, las interfalángicas proximales e interfalángicas distales, para definir los dedos que se le añadirán a una prótesis virtual.
- Desarrollar un algoritmo que modele a partir de las dimensiones un soporte estructural en el cual descansen los dedos de la prótesis.

- Modelar las falanges correspondientes a cada dedo implementado en el sistema virtual según los puntos de interés encontrados.
- Implementar una herramienta de conversión a STL para exportar las partes modeladas y que se puedan imprimir en 3D.

# Metodología

## 4.1. Software y Materiales

### 4.1.1. Software

A continuación, se enlistan las dependencias y lenguajes de programación utilizados para el desarrollo de la metodología. Todos ellos son de uso libre y no se requiere la adquisición de licencias para su uso.

#### **Python 3.10.7:**

Se utilizó este lenguaje de programación debido a su versatilidad en cuanto a la implementación de módulos. Se usaron las librerías *Math* y *Numphy*.

#### **OpenCV 4.7:**

Esta librería es una biblioteca de visión artificial. Se utilizó para leer las imágenes de entrada, y tener disponibles las matrices de píxeles que las componen, para realizar procesos de escalamiento, binarización con el umbral de Otsu y conversión de espacio de color RGB a escalas de grises.

#### **TKinter 0.1:**

Es una librería estándar para la interfaz gráfica de *Python* y se utilizó para crear la interfaz de binarización manual e ingreso de distancias conocidas.

#### **MediaPipe Hands 0.9:**

Es un entorno de trabajo que permite el reconocimiento de articulaciones o entidades geométricas en manos con características regulares. Funciona mediante un sistema de aprendizaje asistido proporcionado por Google que compara la imagen de entrada con una extensa base de datos de manos.

#### 4.1.2. Materiales

Los materiales utilizados para la impresión de las piezas 3D generadas, su ensamblaje y un sistema de movimiento de prueba, se enlistan a continuación.

##### **Impresora 3D Anet A8:**

Es una impresora de gama media-baja que permitió una calidad funcional aceptable en la impresión de las piezas utilizadas en este proyecto. Sin embargo, si se usa un modelo de impresora con mayor resolución se pueden lograr acabados más finos y mejorar la estética de las piezas.

##### **Carrete de filamento PLA 1 Kg:**

Este material es frecuentemente utilizado en el rubro de la impresión 3D. Para este proyecto cumplió con la funcionalidad de resistencia y rigidez requeridas para lograr los movimientos de flexión y extensión en la prótesis. Para las pruebas de generación de piezas de prueba y piezas finales mostradas en resultados se utilizó menos de 250 gramos de filamento.

##### **Servomotor TowerPro MG90:**

Este servomotor permitió transferir un movimiento rotacional a la articulación principal de la prótesis. Se usó únicamente para realizar algunas pruebas debido a la facilidad para su programación y bajo consumo de corriente, pero es importante aclarar que el método de control de la prótesis queda fuera del alcance del presente proyecto.

##### **Arduino UNO / Push Button:**

Es una placa de desarrollo que permite una implementación sencilla y rápida de salida PWM para controlar el ángulo de rotación del servomotor. Usada únicamente para fines demostrativos con un push button convencional para ejecutar un movimiento de flexión en la prótesis al presionarlo y volver a la posición inicial al soltarlo.

##### **Alambre Galvanizado calibre 18:**

Este alambre se usó como eje de rotación para las articulaciones tipo clavija con las que cuenta la prótesis. Se utilizó debido a que permite manipularse con facilidad y tiene una resistencia aceptable en segmentos pequeños.

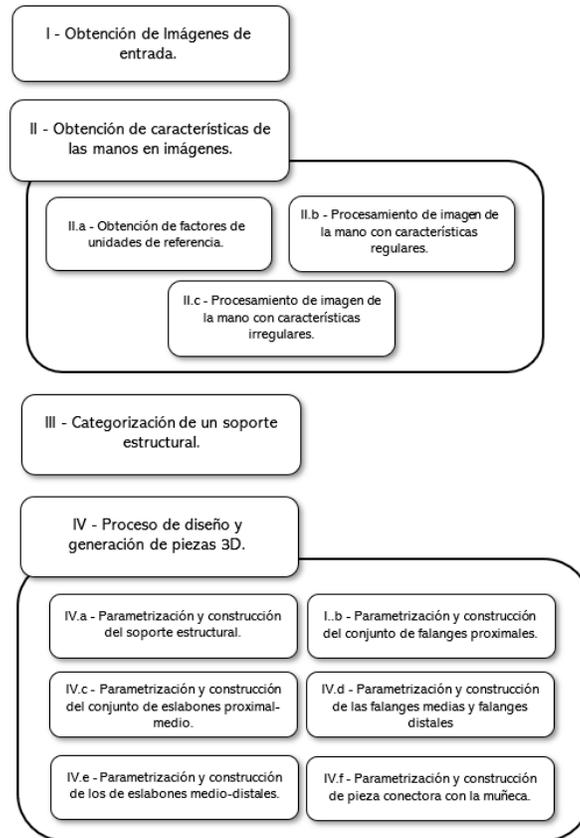
##### **Tornillos de 2mm de grosor:**

Estos tornillos sirvieron para fijar piezas como el soporte estructural con la pieza de acople a la muñeca, o bien, el cabezal del servomotor con el sistema de transferencia de movimiento rotacional a la prótesis.

## 4.2. Descripción de la metodología

La metodología de este proyecto se dividió en cuatro etapas. La primera de ellas explica cómo se consiguieron las fotografías de manos que se usan como imágenes de entrada. La segunda describe

los pasos utilizados para realizar el procesamiento de las imágenes, y así obtener los parámetros morfológicos de las manos. La tercera etapa detalla como se realiza la categorización del soporte estructural para la prótesis. La última etapa expone como se diseñaron los planos virtuales de las piezas que conforman la prótesis y que se imprimieron en 3D. En la figura 4.1 se puede apreciar un diagrama general de esta metodología y las etapas que la componen.



4.1: Descripción general de la metodología del proyecto.

### 4.3. Obtención de imágenes de entrada

Para la obtención de las imágenes de entrada, a través de redes sociales se invitó a participar en el proyecto a los integrantes de una comunidad virtual. Esta comunidad cuenta con personas que padecen alguna malformación en sus manos, por ejemplo, amputaciones parciales o malformaciones congénitas. Se solicitó a los integrantes dos fotografías, una de su mano izquierda y otra de la mano derecha.

Cuando la petición fue publicada, los interesados recibieron dos documentos, una carta de consentimiento informado y un acuerdo de confidencialidad. De manera general, en el primero de ellos

se describió el objetivo del proyecto y el proceso al cual se someterían las fotografías, se informó que la participación era voluntaria y que no sería remunerada, así como las maneras de contactar al responsable del proyecto. En el segundo documento, el responsable del proyecto se comprometió a mantener estricta confidencialidad de la información de todos los participantes, y se estableció que la única manera de hacer llegar esta información era contactando directamente al responsable del proyecto; en el documento se especificaron los datos de contacto y que los participantes podían comunicarse con él por medio de un mensaje directo, por correo electrónico o por número telefónico. Una copia del formato del acuerdo de confidencialidad se muestra en la sección de los anexos.

Las condiciones para que las fotografías enviadas fueran funcionales se basaron en las siguientes características. La primera fue que la imagen debe tener una buena iluminación y no presentar sombras. La siguiente fue que el color de la superficie, en dónde se colocara la mano, debe ser uniforme y permitir distinguir la mano con claridad. La mano del usuario debía colocarse sin tener presente un movimiento de abducción o aducción en la articulación de la muñeca, es decir, con el antebrazo alineado verticalmente a la palma o porción de palma con la que se cuente. Un ejemplo de posicionamiento de la mano se muestra en la figura 4.2.



4.2: Ejemplo de posicionamiento de mano para obtener una imagen de entrada.

De las dos imágenes de entrada para cada participante, la primera corresponde a la mano que no padece ninguna carencia. Se le llamó mano con características regulares. Para esta imagen, la palma de la mano normal debió ser colocada sobre una superficie lisa. Había que asegurarse que en la imagen la mano quedara centrada y con una breve porción del antebrazo visible. La segunda imagen corresponde a la mano que tiene alguna carencia morfológica, se le asignó el nombre de mano con características irregulares. Había que considerar las mismas condiciones anteriores para obtener esta imagen.

## 4.4. Medición de características en imágenes de entrada

En esta etapa se obtuvieron las características de las manos en las imágenes de entrada. Aquí se cuenta con 3 sub-etapas. En la primera, se calculó la equivalencia de unidades digitales (píxeles) a unidades físicas de distancia (milímetros) en ambas imágenes. El objetivo de esta sub-etapa fue obtener un factor que represente la razón entre distancia y píxeles en cada imagen. En la segunda sub-etapa se encontraron puntos anatómicos de interés de la mano con características regulares para calcular las longitudes de sus falanges. En la tercera sub-etapa, se obtuvo la proyección de los puntos anatómicos obtenidos en la imagen de la mano con características irregulares, y posteriormente, obtener vectores que se usan para construir algunas piezas de la prótesis. A continuación se enumeran los pasos que se llevaron a cabo para cada una de las sub-etapas.

### 4.4.1. Cálculo de factores de unidades de referencia

1. Lectura de las dos imágenes ingresadas a la interfaz de usuario. Estas imágenes se definen como la enumeración  $N$ .
2. Lectura en coordenadas cartesianas del par de puntos ingresados en la interfaz para cada imagen  $N$ . Definiendo  $(x_{1N}, y_{1N})$  y  $(x_{2N}, y_{2N})$  como los pares de coordenadas.
3. Lectura de las distancias en milímetros  $D$  ingresadas manualmente en la interfaz.
4. Cálculo algebraico de distancia  $d$  con ambos pares de coordenadas en píxeles utilizando la fórmula 4.1 .

$$d_N = \sqrt{(x_{2N} - x_{1N})^2 + (y_{2N} - y_{1N})^2} \quad (4.1)$$

5. Cálculo del factor de relación píxeles - milímetros, llamado  $FMP$ , para cada imagen  $N$  utilizando la fórmula 4.2.

$$FMP_N = \frac{d_N}{D_N} \quad (4.2)$$

### 4.4.2. Procesamiento de imagen de mano con características regulares

1. Lectura de la imagen de mano con características regulares.
2. Ejecutar la operación de resize de la imagen para regular sus parámetros de alto y ancho.

3. Efectuar operación de volteo horizontal, tipo espejo, para emular una isometría con la imagen de mano con características irregulares.
4. Realizar transformación de la imagen al dominio de color RGB.
5. Obtener en la imagen las coordenadas cartesianas de los puntos de interés anatómicos en la imagen (articulación mediocarpiana, metacarpofalángicas, interfalángicas proximales, interfalángicas distales y los puntos más distales de los dedos índice, medio, anular y meñique).
6. Obtener la longitud en píxeles de
  - a) falanges proximales,
  - b) falanges medias, y
  - c) falanges distales.
7. Calcular el ángulo de inclinación  $\alpha$  del conjunto antebrazo – palma del segmento rectilíneo formado por el punto  $(MCx_N, MCy_N)$  de la articulación mediocarpiana y el punto  $(MCFx_N, MCFy_N)$  de la articulación metacarpofalángica del dedo medio con respecto al eje horizontal de la imagen utilizando la fórmula 4.3.

$$\alpha = \arctan \left( \frac{(MCFy_N - MCy_N)}{(MCFx_N - MCx_N)} \right) \quad (4.3)$$

8. Convertir las coordenadas cartesianas  $(x_i, y_i)$  de cada una de las articulaciones metacarpofalángicas (enumeradas en  $i$ ) a las coordenadas polares  $(r_i, \theta_i)$  utilizando las fórmulas 4.4 y 4.5. Se utilizó como polo a la coordenada de la articulación mediocarpiana  $(MCx_N, MCy_N)$  y como eje polar al eje horizontal de la imagen.

$$r_i = \sqrt{(MCx_N - x_i)^2 + (MCy_N - y_i)^2} \quad (4.4)$$

$$\theta_i = \arctan \left( \frac{(MCy_N - y_i)}{(MCx_N - x_i)} \right) \quad (4.5)$$

#### 4.4.3. Procesamiento de imagen de mano con características irregulares

1. Lectura de la imagen de mano con características irregulares.
2. Ejecutar la operación de resize de la imagen para regular sus parámetros de alto y ancho.
3. Transformar la imagen al dominio de color RGB.
4. Buscar en imagen la coordenada cartesiana  $(MCx_N, MCy_N)$  de la articulación mediocarpiana.

5. Obtener una imagen binarizada para segmentar la superficie de la mano del resto de la imagen.
6. Obtener las coordenadas cartesianas  $(Cx_N, Cy_N)$  del centroide de la porción del antebrazo en la imagen binarizada.
7. Calcular con la fórmula 4.6 el ángulo de inclinación  $\beta$  del conjunto antebrazo – palma, pero ahora del segmento rectilíneo formado por las coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana y las del centroide de la porción del antebrazo.

$$\beta = \arctan \left( \frac{MCy_N - Cy_N}{MCx_N - Cx_N} \right) \quad (4.6)$$

8. Proyectar en la imagen las coordenadas polares de las articulaciones metacarpofalángicas  $(r_i, \theta_i)$  obtenidas en la sub-etapa anterior, utilizando como polo la articulación mediocarpiana. El parámetro de radio en cada coordenada se multiplica por la razón de los factores  $FPM$  (fórmula 4.7). Al parámetro del ángulo de cada coordenada se le debe compensar la diferencia entre en ángulo de inclinación del conjunto antebrazo – palma de ambas imágenes (fórmula 4.8).

$$r'_i = r_i \frac{FMP_2}{FMP_1} \quad (4.7)$$

$$\theta'_i = \theta_i + (\beta - \alpha) \quad (4.8)$$

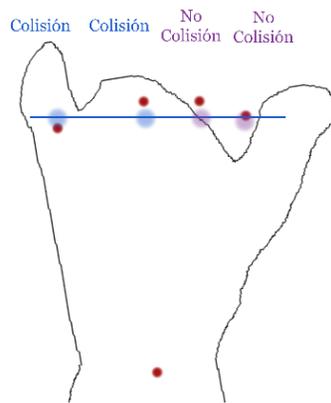
9. Convertir las coordenadas polares  $(r'_i, \theta'_i)$  obtenidas anteriormente a coordenadas cartesianas  $(x'_i, y'_i)$  (fórmula 4.9 y fórmula 4.10). Estas coordenadas representan la proyección de las articulaciones metacarpofalángicas en esta imagen.

$$x'_i = (r'_i * \cos(\theta'_i)) + MCx_N \quad (4.9)$$

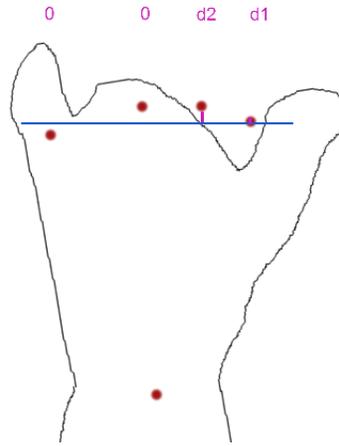
$$y'_i = (r'_i * \sin(\theta'_i)) + MCy_N \quad (4.10)$$

10. Obtener el promedio de los valores de las ordenadas en las articulaciones metacarpofalángicas proyectadas. A este valor se le conoce como el eje de rotación proximal.
11. A partir de la imagen binarizada y a la altura del eje de rotación proximal, obtener el porcentaje de píxeles blancos en un área cuadrada formada alrededor cada una de las falanges metacarpofalángicas proyectadas. Si el porcentaje obtenido es mayor a 30 por ciento, se considera que la articulación proyectada colisiona con la mano con características irregulares.

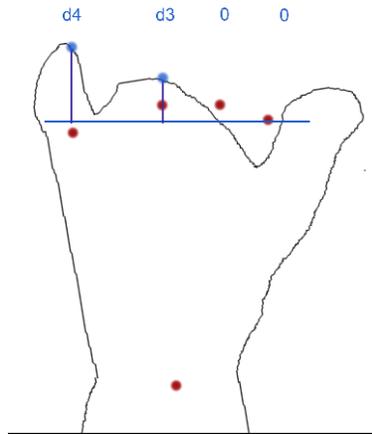
12. Obtener el vector de anclaje. Este tiene 4 posiciones en donde cada una representa la colisión o no colisión de cada articulación metacarpofalángica proyectada. Véase figura 4.3.
13. Obtener el vector de diferencia vertical con respecto al eje de rotación proximal. Este vector representa la diferencia de distancia vertical entre el eje de rotación proximal y la coordenada vertical de la articulación metacarpofalángica respectiva a las posiciones de no colisión en el vector de anclaje. Véase figura 4.4.
14. Obtener el vector de distancia vertical de no colisión con respecto al eje de rotación proximal. Este vector representa la distancia vertical entre un punto en donde no hay una colisión con respecto a la imagen binarizada y el eje de rotación proximal para las posiciones de coincidencia en el vector de anclaje. Véase figura 4.5.



4.3: Ejemplo de vector de anclaje.



4.4: Ejemplo de vector de diferencia vertical con respecto al eje de rotación proximal.



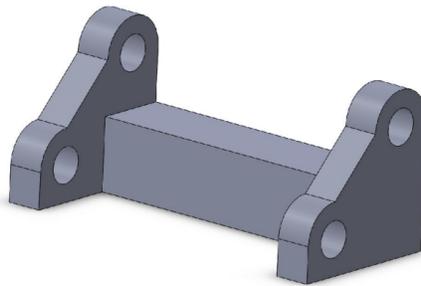
4.5: Ejemplo de vector de distancia vertical de no coincidencia con respecto al eje de rotación proximal.

## 4.5. Parametrización de soporte estructural

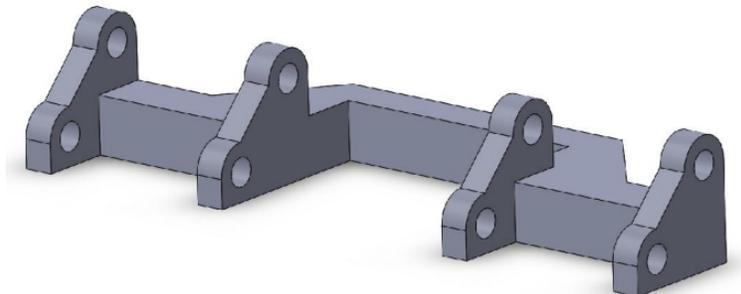
El soporte estructural es la pieza en la prótesis donde se adjunta el conjunto de falanges proximales. Entre ella y el conjunto de falanges proximales, se forma una articulación de tipo bisagra que gira con respecto al eje de rotación proximal.

Dependiendo del vector de anclaje, el soporte estructural puede variar la cantidad de zonas que se conectan con el conjunto de falanges proximales (figuras 4.6 y 4.7). A estas zonas se nombrará áreas de anclaje. Las áreas de anclaje se separan horizontalmente dependiendo del valor en las abscisas de su respectiva coordenada metacarpofalángica.

El soporte estructural cuenta en su porción posterior con una superficie con cuatro agujeros de dos milímetros de diámetro, estos agujeros van a permitir el acople del soporte estructural con la pieza conectora con la muñeca del usuario. Esta última pieza se explica en su respectiva sección.



4.6: Ejemplo de soporte estructural (sin agujeros posteriores).



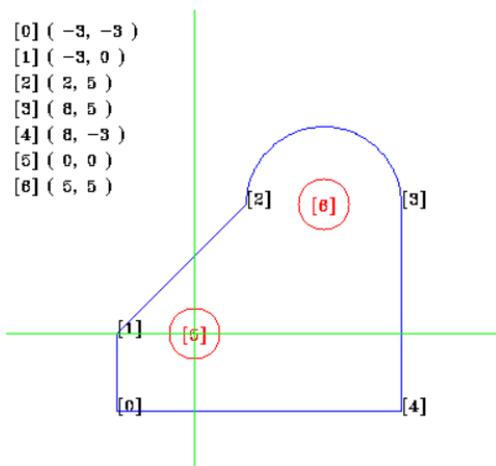
4.7: Ejemplo de soporte estructural (sin agujeros posteriores).

## 4.6. Diseño y generación de piezas 3D

El objetivo de esta etapa fue establecer un entorno de trabajo para convertir coordenadas cartesianas de un plano en dos dimensiones a piezas 3D, exportables en formato STL. Se tomaron como datos de entrada las longitudes en milímetros de las falanges de la mano. Estas longitudes fueron usadas para acotar planos en 2d pre-generados para cada pieza/conjunto de piezas.

### 4.6.1. Parametrización y construcción del soporte estructural

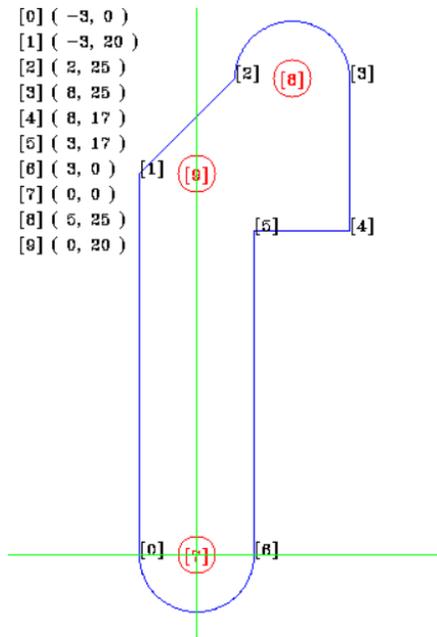
Para la construcción del soporte estructural se utiliza el plano mostrado en la figura 4.8. Este se extruye el numero de veces en el haya no-colisiones en el vector de anclaje. La longitud de las extrusiones se delimita por las distancias horizontales entre las falanges metacarpofalángicas.



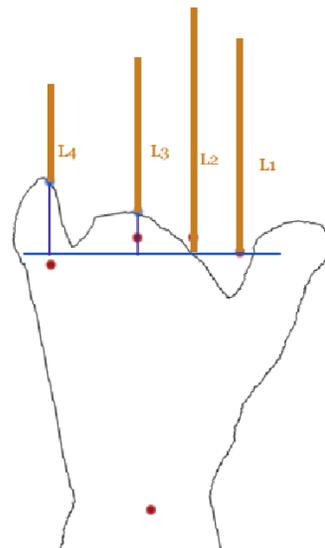
4.8: Representación del plano genérico utilizado para el soporte estructural.

### 4.6.2. Parametrización y construcción del conjunto de falanges proximales

El conjunto de falanges proximales es la pieza formada por las falanges proximales con la que cuenta la prótesis. Esta pieza va anclada al soporte estructural en sus áreas de anclaje. Su construcción se basa en piezas unitarias que se forman a partir del plano representado en la figura 4.9. El plano toma la longitud de cada falange proximal, a éste se le agregan los valores del vector de diferencia vertical y del vector de distancia vertical de no coincidencia, para obtener la longitud total de cada falange proximal individual (véase figura 4.10).

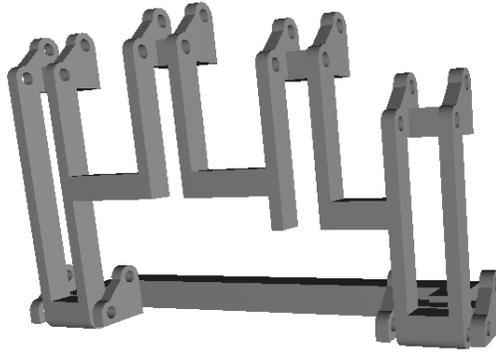


4.9: Representación del plano genérico utilizado para una falange proximal unitaria.



4.10: Ejemplo de delimitación del conjunto de falanges proximales con base en los vectores de anclaje.

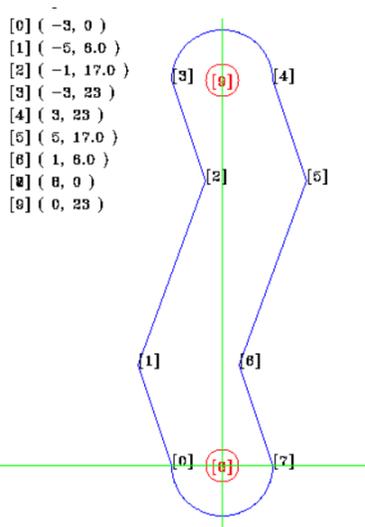
Cada falange proximal individual es extruída 12 milímetros, teniendo así cuatro falanges proximales individuales, posteriormente son unidas por una extrusión en el plano sagital que las conecta entre sí, formando un conjunto que gira sobre un mismo eje (véase figura 4.11).



4.11: Ejemplo de conjunto de falanges proximales en un soporte estructural.

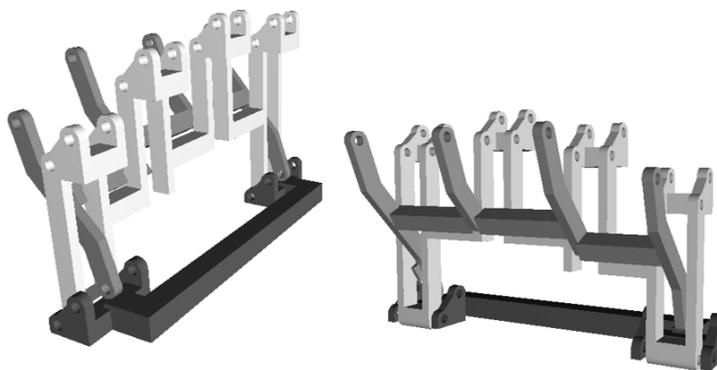
### 4.6.3. Parametrización y construcción del conjunto de eslabones proximal-medio

El conjunto de eslabones proximal-medio es la pieza de la prótesis que habilita el movimiento de las falanges medias con respecto a la rotación del conjunto de falanges proximales. Esta pieza es anclada al soporte estructural en las mismas áreas de anclaje que el conjunto de falanges proximales. Al igual que esta última pieza, el conjunto de eslabones proximal-medio se genera primero de manera unitaria con base al plano de la figura 4.12. La longitud de cada eslabón que forma parte de este conjunto se basa en la longitud de su falange proximal respectiva. Una ejemplo de un conjunto de eslabones proximal - medio se muestra en la figura 4.13.



4.12: Representación del plano genérico utilizado para un eslabón proximal - medio unitario y/o un eslabon medio - distal.

Las longitudes de cada eslabón se calcularon interpolando la longitud de su falange proximal



4.13: Ejemplo de un conjunto de eslabones proximal-medio anclado a un soporte estructural.

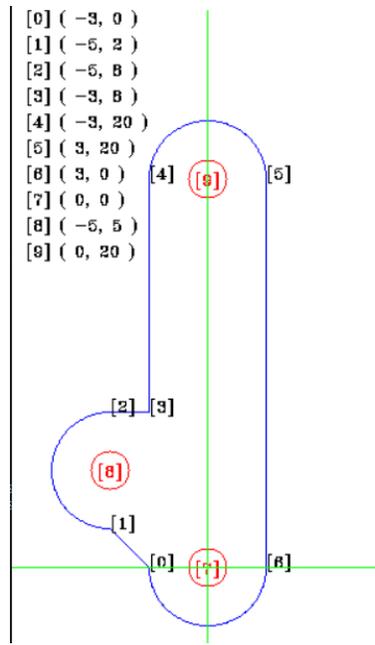
respectiva, con los valores descritos en la tabla 4.1. Esta tabla se estableció utilizando un software con la capacidad de simular la física de eslabones, en donde se modeló un sistema cinemático para encontrar las longitudes de eslabones óptimas para que la falange media tenga una rotación mimética a la de la mano natural. Este modelo cinemático también se aplicó a los eslabones medio-distales que habilitan la rotación de la falange distal con respecto a la falange media.

Longitud de Fal. adyacente proximalmente en milímetros	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
Longitud del eslabón en milímetros	18	23	27	32	37	41	46	51	56	61

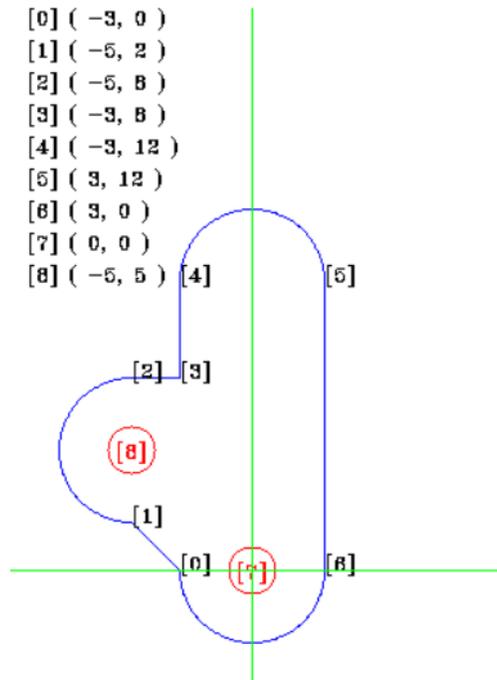
Tabla 4.1: Longitudes de eslabones con respecto a la longitud de la falange proximalmente adyacente.

#### 4.6.4. Parametrización y construcción de las falanges medias y falanges distales.

Las piezas que representaron las falanges proximales y distales de cada dedo se construyeron de manera unitaria. A diferencia del conjunto de falanges proximales y el conjunto de eslabones proximal-medio, cada dedo que forma la prótesis tiene una pieza que representa la falange media y la falange distal. Las longitudes de ambas falanges sirven para acotar los planos de la figura 4.14 y de la figura 4.15. Luego de la generación de dichos planos, se extruyen para formar las piezas en 3D.



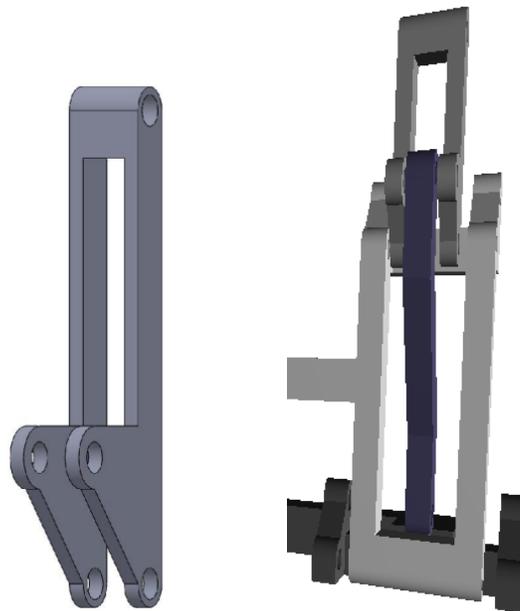
4.14: Representación del plano genérico para una falange media.



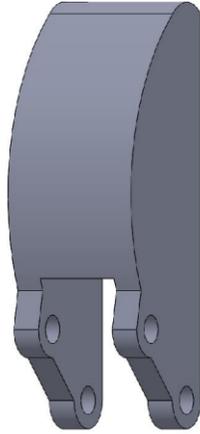
4.15: Representación del plano genérico para una falange distal.

La falange media se ancla proximalmente con la porción distal del conjunto de falanges proximales. Esta falange cuenta con una zona de anclaje la cual formara una articulación con el eslabón proximal-medio respectivo del conjunto de eslabones proximal-medio. Al tener estos dos anclajes, la falange media es capaz de rotar con respecto a la rotación del conjunto de falanges proximales. Este movimiento se presenta debido a las propiedades cinemáticas que el eslabón proximal-medio les otorga a los dedos de la prótesis. Un ejemplo de un modelo generado de la falange media se puede encontrar en la figura 4.16.

El mismo método cinemático fue aplicado en la falange distal (figura 4.17), esta es anclada proximalmente con la porción distal de la falange media, y de igual manera, cuenta con una zona de anclaje que se conecta con el eslabón medio-distal, pieza que le otorga las propiedades cinemáticas que le permitirán rotar con respecto al movimiento de la falange media.



4.16: Ejemplo de falange media.

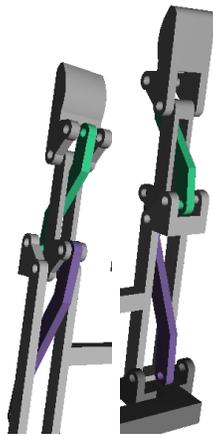


4.17: Ejemplo de falange distal.

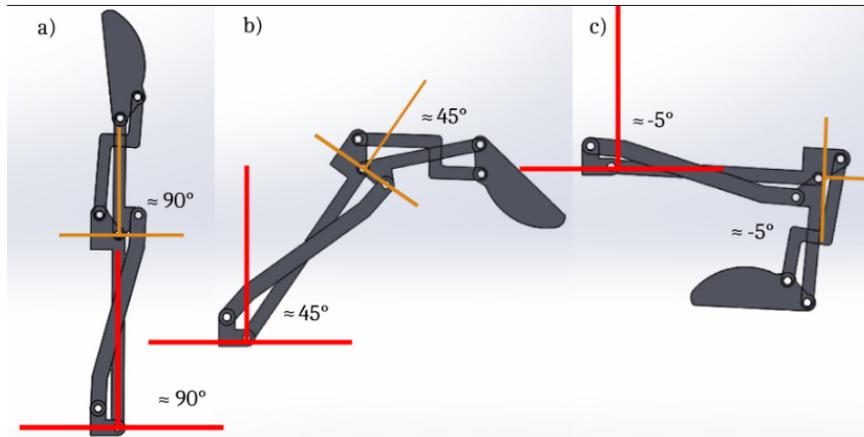
#### 4.6.5. Parametrización y construcción de los eslabones medio-distales

Los eslabones medio-distales son las piezas que se articulan con cada falange proximal y con cada falange distal de los dedo de la prótesis (figura 4.18). Al igual que el conjunto de eslabones proximal-medio, la longitud de este eslabón depende de su pieza adyacente, en este caso, la falange media. Dependiendo de la longitud de la falange media de cada dedo, el eslabón medio-distal obtendrá su longitud. A diferencia del conjunto de eslabones proximal-medio, estos eslabones son piezas independientes y no un conjunto. La rotación de las falanges dada por los eslabones se puede ejemplificar en la figura 4.19.

La longitud de cada eslabón medio-distal se usa para acotar el plano de la figura 4.12, posterior a eso, se extruye una longitud de 2 milímetros.



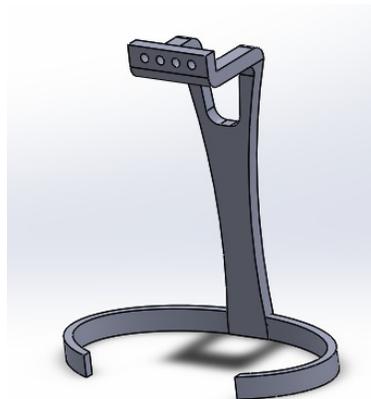
4.18: Ejemplo de eslabón medio-distal (verde).



4.19: Ejemplo de eslabones proximal y distal rotando las falanges media y distal con respecto a la rotación generada por la falange proximal en posición de a) extensión; b) transición entre extensión y flexión; c) flexión.

#### 4.6.6. Parametrización y construcción de pieza conectora con la muñeca

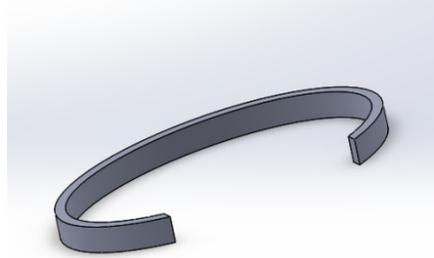
La pieza conectora con la muñeca tiene como objetivo fijar el soporte estructural y todas sus piezas adyacentes con la mano parcial remanente del usuario (figura 4.20). Esta pieza se consideró como una fusión entre dos sub-piezas que se les nombró respectivamente como conector de soporte estructural y brazalete de la prótesis.



4.20: Ejemplo de pieza conectora con la muñeca.

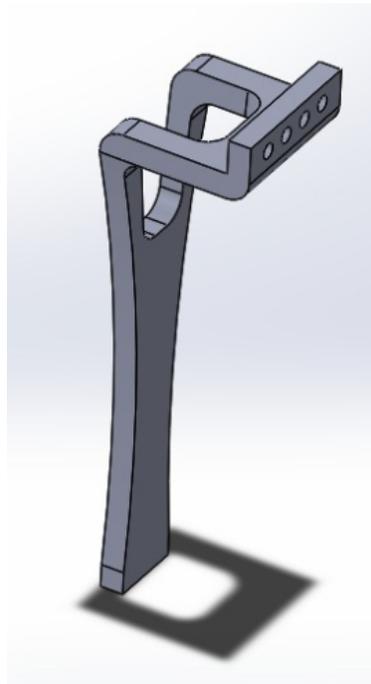
El conector de soporte estructural es la porción alargada de la pieza conectora con la muñeca que tiene como terminación distal una superficie plana con cuatro agujeros los cuales al alinearse con los cuatro agujeros que tiene el soporte estructural, y al colocarse los tornillos, ambas piezas quedan fijas. La longitud de esta porción de pieza se toma con base en la distancia vertical que tiene

articulación mediocarpiana y la proyección de la articulación metacarpofalángica del dedo medio. La morfología y delimitación paramétrica de esta porción de la pieza se puede observar en la figura 4.21.



4.21: Conector de soporte estructural (porción de pieza conectora con la muñeca).

El brazalete de la prótesis es la porción de la pieza conectora de la muñeca que se fija en la muñeca del usuario gracias a su morfología de aro abierto. El parámetro que esta pieza tomó para su generación es la distancia horizontal entre la articulación mediocarpiana de la mano con características irregulares y el borde de la mano a esa altura. Básicamente un radio aproximado de la muñeca del usuario. La morfología y delimitación paramétrica de esta porción de la pieza se puede observar en la figura 4.22.



4.22: Brazalete de la prótesis (porción de pieza conectora con la muñeca).



# Resultados

En este capítulo se exponen los resultados de los pasos planteados en la metodología para cada una de las cuatro etapas. Se incluyen tablas y figuras que permitirán al lector analizar los resultados de una manera gráfica y analítica. La sección termina con evidencia fotográfica de la prótesis ensamblada utilizando las piezas en 3D, generadas a partir del sistema de software integrado.

## 5.1. Obtención de imágenes de entrada

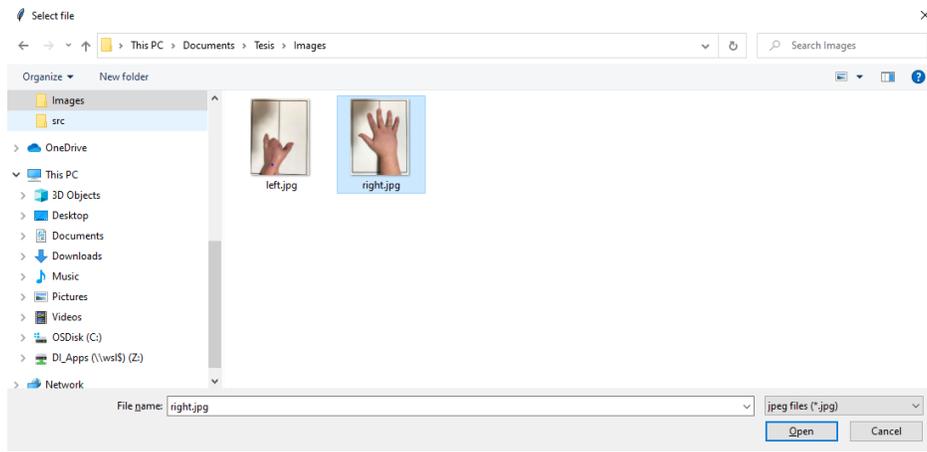
Esta etapa se basó en recopilar las imágenes de dos de los participantes de la comunidad de personas con anomalías morfológicas en sus manos. La primera sub-etapa consistió en captar a la mayor cantidad de participantes por medio de un comunicado general en la plataforma en línea. Solamente dos participantes accedieron a compartir las imágenes para este proyecto. La segunda sub-etapa consistió en ingresar el par de imágenes de los usuarios a una interfaz gráfica, que permita reconocer clics en la imagen como puntos delimitadores de una distancia conocida y así, habilitar al programa calcular los factores de referencia píxeles – milímetros.

### 5.1.1. Cálculo de factores de unidades de referencia

1. Se ingresaron ambas imágenes al programa por medio de una ventana del explorador de Windows (véase figura 5.1).

2. Luego de que el programa leyera cada imagen, se muestra la interfaz de reconocimiento de distancias de referencia. Se dio clic en los dos puntos que delimitaban una distancia conocida para cada imagen, representada gráficamente en la figura 5.2.

3. Las coordenadas respectivas al alto y ancho de cada imagen en las cuales se dio clic son reconocidas por el programa, y se ingresa el valor en milímetros al campo de texto, estos datos se disponen en la tabla 5.1. Se realiza el calculo algebraico necesario para obtener el factor píxeles – milímetro de cada imagen, dispuestos en la tabla 5.2.



5.1: Ventana de selección de imágenes.



5.2: Interfaz de ingreso de distancias de referencia.

Imagen 1			
Primer punto		Segundo punto	
X(px)	Y(px)	X(px)	Y(px)
20	16	516	20
Ref. (mm):	240		
Imagen 2			
Primer Punto		Segundo Punto	
X(px)	Y(px)	X(px)	Y(px)
20	16	516	20
Ref. (mm):	240		

Tabla 5.1: Coordenadas cartesianas y referencia en milímetros de imágenes de entrada

Factor pixeles – milímetros Imagen 1 (px/mm):	2.07
Factor pixeles – milímetros Imagen 2 (px/mm):	1.77

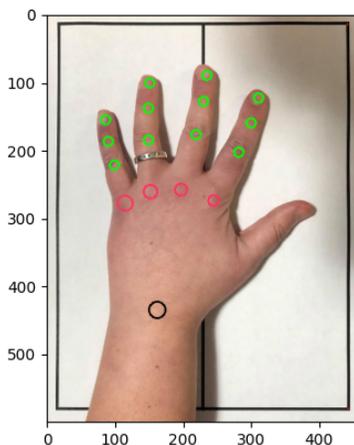
Tabla 5.2: Factor px - mm de imágenes de entrada

## 5.2. Medición de características de manos en imágenes de entrada

En esta etapa se encontraron todos los puntos anatómicos de interés descritos en la metodología para ambas imágenes de manos. Se calcularon algebraicamente la longitud de las falanges con las que la prótesis contará. También se reconocieron los puntos en diferentes sistemas cartesianos para poder ser proyectados en la mano con características irregulares y poder obtener un vector de anclaje.

### 5.2.1. Procesamiento de imagen de mano con características regulares

1. Con la imagen de la mano con características regulares, el programa comenzó la búsqueda de los puntos anatómicos de interés. Se desplegaron las coordenadas cartesianas de cada uno, así como su representación gráfica en la imagen. En la figura 5.3, en color negro se representa la articulación medio carpiana, cuyas coordenadas se muestran en la tabla 5.3. En color rosa, las articulaciones metacarpofalángicas (MCF). En color verde las articulaciones interfalángicas y los puntos más distales de cada dedo. Las coordenadas cartesianas de las falanges interfalángicas se muestran en la tabla 5.4.



5.3: Puntos anatómicos de interés encontrados en primera imagen de entrada.

2. A partir de los segmentos rectilíneos que forman coordenadas cartesianas calculadas de las articulaciones MCF y las articulaciones interfalángicas, se calcularon algebraicamente las distancias de las falanges de los dedos (tabla (tabla 5.5)).

3. Se calculó la inclinación del conjunto antebrazo – palma, utilizando el ángulo resultante

Art. Mediocarpiana	X(px)	Y(px)
	162	435

Tabla 5.3: Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la primera imagen de entrada

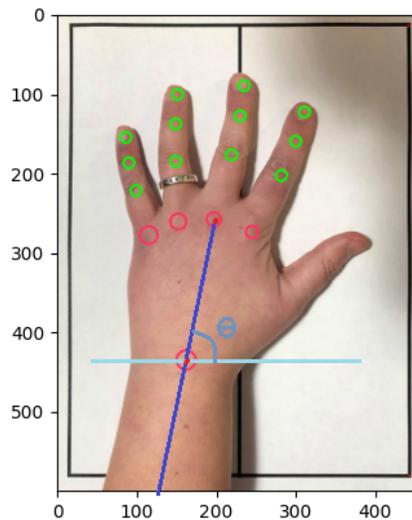
	Índice		Medio		Anular		Meñique	
	X(px)	Y(px)	X(px)	Y(px)	X(px)	Y(px)	X(px)	Y(px)
Art. MCF	245	274	197	258	152	261	115	278
Art. Interfal. Media	282	203	219	177	149	185	99	222
Art. Interfal. Dist	300	160	230	128	149	138	90	187
Punto Distal	311	123	235	90	151	101	86	155

Tabla 5.4: Coordenadas cartesianas de las articulaciones interfalángicas, metacarpofalángicas y puntos medios distales de primera imagen de entrada

Falange / Dedo	Índice	Medio	Anular	Meñique
Long. Proximal (px)	79.62	83.93	76.29	57.88
Long. Media (px)	47.28	50.67	47.34	36.78
Long. Distal (px)	38.35	38.07	36.37	32.14

Tabla 5.5: Longitudes en píxeles de las falanges de cada dedo de la mano de la primera imagen de entrada.

entre el segmento rectilíneo formado por la articulación mediocarpiana y la articulación metacarpofalángica del dedo medio. Este ángulo resultante fue de  $^{\circ}(78.52)$ . Se representa gráficamente en la figura 5.4.



5.4: Representación visual del ángulo de inclinación del conjunto antebrazo-palma en primera imagen de entrada.

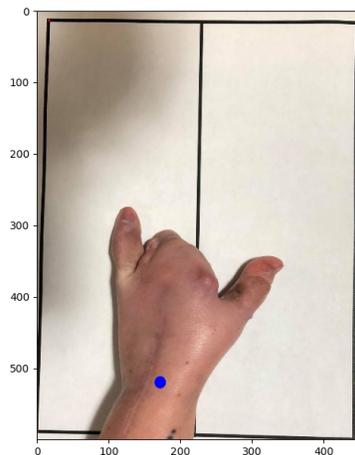
4. Se tomó como origen (polo) la coordenada de la articulación mediocarpiana para calcular las coordenadas polares de las articulaciones MCF (tabla 5.6).

Cord. Polar Art. MCF	Dedo	r (px)	$\Theta$ (Rads)
	Indice	180.75	1.09
	Medio	179.91	1.37
	Anular	173.56	1.62
	Meñique	163.35	1.85

Tabla 5.6: Coordenadas polares de las articulaciones metacarpofalángicas en la primera imagen de entrada

### 5.2.2. Procesamiento de imagen de la mano con características irregulares

1. A partir de la imagen de la mano con características irregulares se inició la etapa de búsqueda de puntos de interés anatómicos, para esta imagen solamente se requiere la articulación mediocarpiana. Sus coordenadas cartesianas fueron obtenidas (tabla 5.7) y se representó gráficamente con color azul en la figura 5.5.



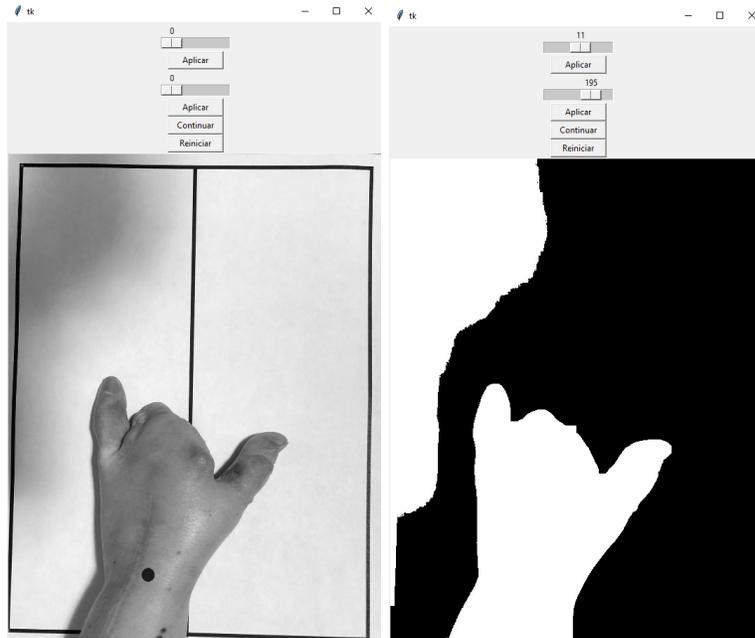
5.5: Representación visual de la articulación mediocarpiana encontrada en la segunda imagen de entrada.

Art. Mediocarpiana	X(px)	Y(px)
	172	529

Tabla 5.7: Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la segunda imagen de entrada

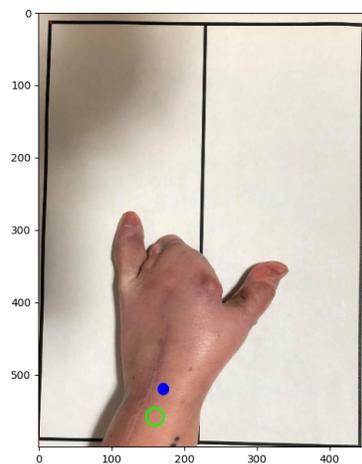
2. Se desplegó una interfaz en donde se controlaron los parámetros para binarizar la imagen. Los parámetros ingresados al programa para obtener la binarización mostrada fueron los que se

muestran en la figura 5.6.



5.6: Interfaz de binarización de segunda imagen de entrada.

3. Ahora con la imagen binarizada y la mano segmentada, el programa encontró la coordenada que representa el centroide de la porción del antebrazo (tabla 5.8). Esta se representa gráficamente con color verde en la figura 5.7.

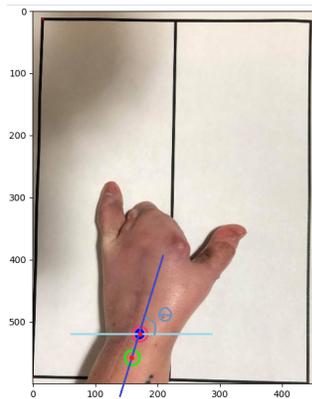


5.7: Representación visual del centroide de la porción del antebrazo.

Centroide de porción del antebrazo	X(px)	Y(px)
	160	558

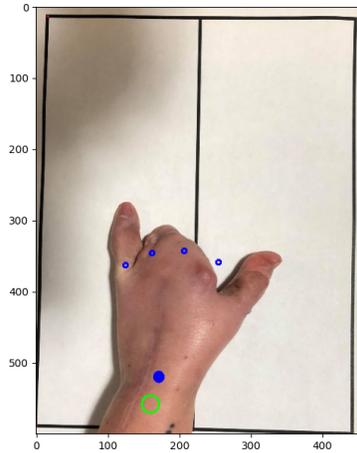
Tabla 5.8: Coordenadas cartesianas de la articulación mediocarpiana de la segunda imagen de entrada

4. Se calculó el ángulo de inclinación del conjunto antebrazo – palma utilizando el segmento rectilíneo conformado por el centroide de la porción del antebrazo y la articulación mediocarpiana. Este ángulo resultó ser de  $^{\circ}(65.42)$ . Se representa gráficamente en la figura 5.8



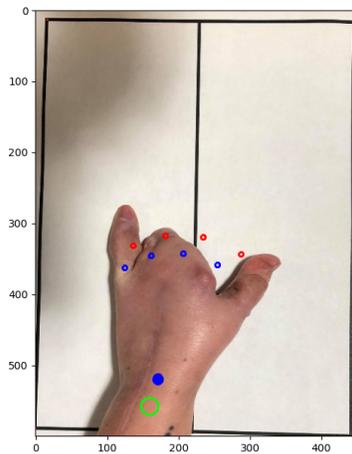
5.8: Representación visual del ángulo de inclinación del conjunto antebrazo-palma en segunda imagen de entrada.

5. Se proyectaron las coordenadas polares de las articulaciones MCF obtenidas en la etapa anterior, ahora se tomó como polo la articulación mediocarpiana de la mano con características regulares. Esta proyección se representa gráficamente en la figura 5.9 con los puntos pequeños color azul.



5.9: Proyección de las coordenadas polares de la mano con características regulares (primera imagen de entrada) en la mano con características irregulares (segunda imagen de entrada).

6. Se utilizaron los factores píxeles – milímetros de ambas imágenes para compensar el atributo de distancia de las coordenadas polares de las articulaciones MCF proyectadas. Para compensar el atributo de ángulo en las coordenadas polares, se utilizaron los ángulos de inclinación del conjunto antebrazo – palma de ambas imágenes. Se obtuvieron las coordenadas polares compensadas (tabla 5.9), estas se representan gráficamente en la figura 5.10 con color rojo.



5.10: Representación visual de las coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada.

Cord. Polar Art. MCF (Compensada)	Dedo	r (px)	$\Theta$ (Rads)
	Indice	211.3	0.98
	Medio	210.32	1.26
	Anular	202.98	1.52
	Meñique	190.96	1.75

Tabla 5.9: Coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada.

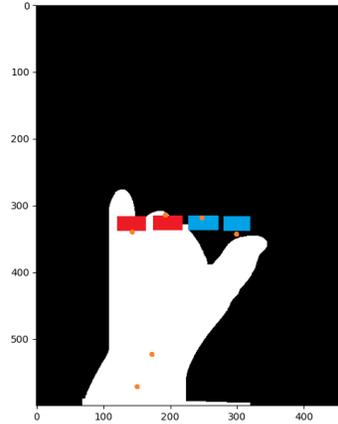
7. A partir de las coordenadas polares proyectadas, se calculan de forma cartesiana. Estas se disponen en la tabla 5.10).

Coord. Cart. Art. MCF (Compensada)	Dedo	X(px)	Y(px)
	Indice	288	344
	Medio	235	320
	Anular	183	318
	Meñique	137	332

Tabla 5.10: Coordenadas polares compensadas de las articulaciones MCF proyectadas en la segunda imagen de entrada.

8. Se calculó el promedio de la componente vertical de cada coordenada cartesiana de las articulaciones MCF para obtener la posición vertical del eje de rotación proximal en la imagen, este resultó ser de 329 píxeles.

9. Se utilizó la imagen binarizada para corroborar si hay colisión entre las posiciones de las articulaciones MCF sobre la altura del eje de rotación proximal y la porción de la mano. Se encontró que las articulaciones MCF de los dedos meñique y anular están en colisión, mientras que las de los dedos medio e índice están en no colisión con la mano. Las áreas de limitación de colisión para cada articulación MCF se representan en la figura 5.11 con los rectángulos azul / rojo.



5.11: Representación visual de las áreas de tolerancia de colisión detectadas en la binarización de la segunda imagen de entrada.

10. Con base en las colisiones o no colisiones de cada articulación MCF con la mano, se construyó el vector de anclaje (tabla 5.11). Se puede observar que son 4 posiciones respectivas de cada dedo iniciando con el índice. Si la posición tiene un valor de cero, representa una “no colisión”. Con los resultados obtenidos se obtiene el vector de anclaje respectivo.

Vector de Anclaje (adimensional)	[ 0 , 0 , 1 , 1 ]
----------------------------------	-------------------

Tabla 5.11: Vector de anclaje resultante para el soporte estructural.

11. Se calculó el vector de diferencia vertical con respecto al eje horizontal (tabla 5.12). Se encontraron diferentes distancias entre la componente vertical de las articulaciones MCF y el eje de rotación proximal. El vector se construyó iniciando con el dedo índice.

Vector de diferencia vertical (px)	[ -16 , 8 , 11 , -4 ]
------------------------------------	-----------------------

Tabla 5.12: Vector de diferencia vertical resultante.

12. Utilizando nuevamente como referencia el eje de rotación proximal, se calculó el vector de distancia de no colisión para cada articulación MCF que se encuentre en estado de colisión en el vector de anclaje (tabla 5.13). Se obtuvo que las articulaciones MCF de los dedos anular (tercera posición) y meñique (cuarta posición) cuentan con una distancia vertical a la cual no colisionan más con la mano.

Vector de distancia vertical de no coincidencia (px)	[ 0 , 0 , 29 , 57 ]
--	---------------------

Tabla 5.13: Vector de diferencia vertical de no coincidencia.

### 5.3. Parametrización de soporte estructural

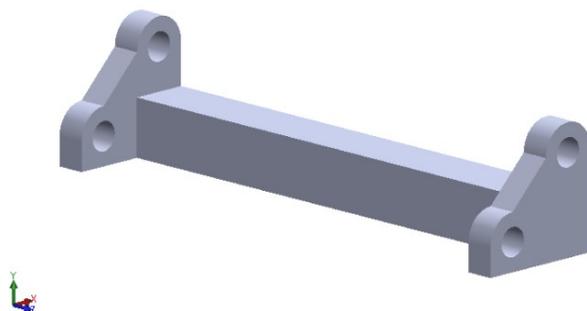
Esta etapa consistió principalmente en la parametrización que tiene el soporte estructural con base en el vector de anclaje encontrado en la etapa anterior. También la pieza de soporte estructural fue generada utilizando los parámetros del vector de anclaje y la categoría del soporte estructural.

1. Se obtuvieron los parámetros de extrusión y corte para la generación de la pieza 3D del soporte estructural utilizando la separación de las falanges MCF que conforman las zonas de anclajes (tabla 5.14). Se contemplaron parámetros como grosor de paredes (2 mm) y distancia de separación entre anclajes (1 mm) para el cálculo de estos parámetros.

Longitud de Extrusión (mm)	39.16
Longitud de Corte (mm)	35.16
Inicio de Extrusión (mm)	8
Final de Extrusión (mm)	-31.16
Inicio de Corte (mm)	6
Final de Corte (mm)	-29.16

Tabla 5.14: Parámetros de extrusión y de corte para la generación del soporte estructural en 3D.

2. Se utilizó una plantilla como plano para extruir, cuenta con dos agujeros que habilitan el anclaje con las piezas adyacentes al soporte estructural (conjunto de falanges proximales y conjunto de eslabones proximal – distal). Los agujeros en el plano se separan uno con otro con 5 milímetros en vertical y 5 milímetros en horizontal. La extrusión del plano se llevó a cabo tal cual la distancia de extrusión calculada y, posteriormente, se realizaron dos cortes a dos profundidades diferentes sobre el plano frontal de la pieza. Estos cortes permiten que se forme una articulación tipo bisagra entre las piezas adyacente y el soporte estructural. El modelado obtenido es representado en la figura 5.12.



5.12: Modelo en 3D generado para el soporte estructural.

## 5.4. Diseño y generación de piezas 3D

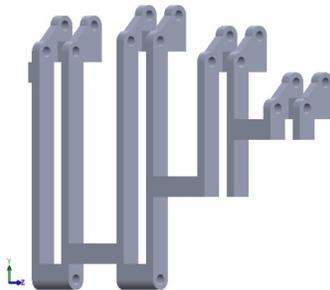
Utilizando la categorización del soporte estructural, las longitudes de las falanges y la información obtenida de los vectores de distancia de no colisión y distancia con respecto al eje de rotación proximal, se construyeron las piezas que conforman la prótesis del usuario.

1. Se calcularon las longitudes en milímetros de las falanges proximales de los dedos utilizando el factor pixeles – milímetros de la imagen de la mano con características regulares (tabla 5.15).

Falange / Dedo	Indice	Medio	Anular	Meñique
Long. Proximal (mm)	38.45	40.54	36.84	27.95
Long. Media (mm)	22.83	24.47	22.86	17.76
Long. Distal (mm)	18.52	18.38	17.56	15.52

Tabla 5.15: Longitudes en milímetros de las falanges en la primera imagen de entrada.

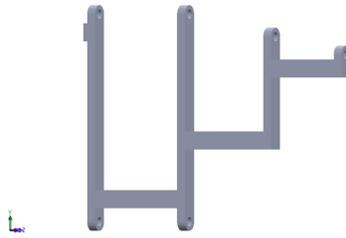
2. Se utilizó una plantilla como plano para extruir cada dedo del conjunto, esta cuenta en su porción proximal con un agujero que permite el anclaje con el soporte estructural y crear la articulación tipo bisagra. En su porción distal se encuentran dos agujeros con una separación tanto vertical como horizontal de 5 milímetros. Estos habilitarán el anclaje con el eslabón medio – distal y la falange media del dedo. La longitud entre la porción proximal y la porción distal de cada falange es la de la longitud de la falange respectiva calculada previamente en milímetros. En la figura 5.13 se puede denotar que en las falanges del conjunto respectivas a los dedos anular y meñique (las cuales se encontraban en colisión en el vector de anclaje) se realizó un corte a la altura del valor representado en el vector de distancia de no colisión para cada articulación.



5.13: Modelo en 3D generado para el conjunto de falanges proximales.

### 5.4.1. Parametrización y construcción eslabones proximal-medio

1. El proceso, que el programa utilizó para construir el conjunto de eslabones proximal – medio, fue similar al empleado para el conjunto de falanges proximales, la diferencia fue la plantilla extraíble que se implementó. Para este caso, las longitudes calculadas en cada eslabón se determinaron con base en la longitud de la falange proximal a la cual brindará el movimiento. La pieza generada es mostrada en la figura 5.14 y las longitudes de cada uno de los eslabones del conjunto son expuestas en la tabla 5.16.



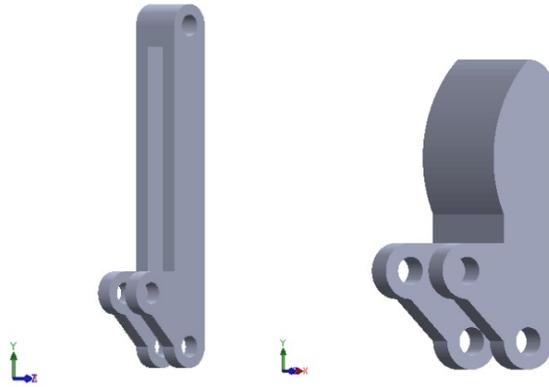
5.14: Modelo en 3D generado para el conjunto de eslabones proximal-medio.

	Indice	Medio	Anular	Meñique
Long. Eslabon Prox – Medio (mm)	46	46	41	37

Tabla 5.16: Longitudes en milímetros de los eslabones proximales-medios que conformarán la pieza del conjunto de eslabones proximal-medio.

### 5.4.2. Parametrización y construcción de falanges medias y distales

1. Al igual que con las falanges proximales que conformaron el conjunto de falanges proximales, las falanges medias y distales utilizaron una plantilla que se extruyó a una distancia establecida. En la porción proximal de ambas falanges, se encuentran dos agujeros (igualmente separados a una distancia vertical y horizontal de 5 milímetros) que permiten el anclaje con la falange adyacente. Ambas falanges miden, de porción proximal a porción distal, lo mismo que la longitud calculada en milímetros para cada dedo. Un modelo generado para la falange media y para la distal son representados en la figura 5.15.



5.15: Modelos en 3D generados para una falange media (izquierda) y falange distal (derecha).

### 5.4.3. Parametrización y construcción de eslabones medio-distales

1. El proceso con el que se construyeron los eslabones medios-distales es el mismo que con los pertenecientes al conjunto de eslabones proximal – medio, solamente que estos no pertenecerán a ningún conjunto, ya que su anclaje es dependiente a cada falange proximal y distal, por lo tanto, su construcción es unitaria, vease figura 5.16. Se obtuvieron las longitudes de cada eslabón medio – distal con la que permitirá proveer de movimiento a la falange distal con respecto al giro de la falange media (tabla 5.17).



5.16: Modelo en 3D generado para el un eslabón medio - distal.

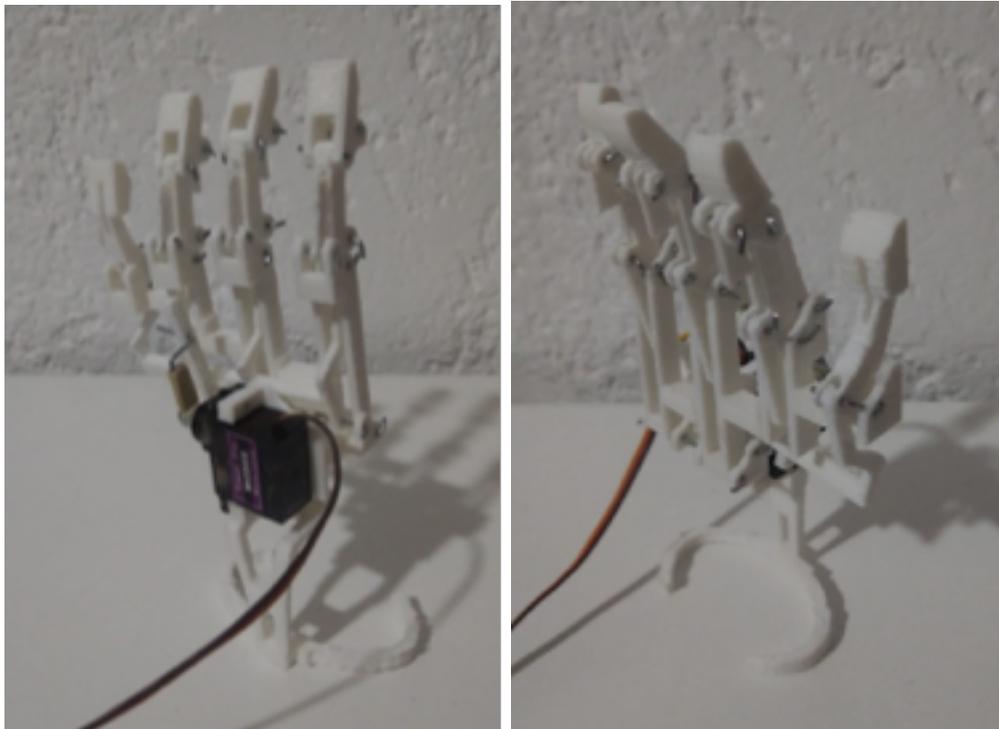
	Índice	Medio	Anular	Meñique
Long. Eslabón Medio – Distal (mm)	27	27	27	23

Tabla 5.17: Longitudes en milímetros de la piezas para los eslabones distales.

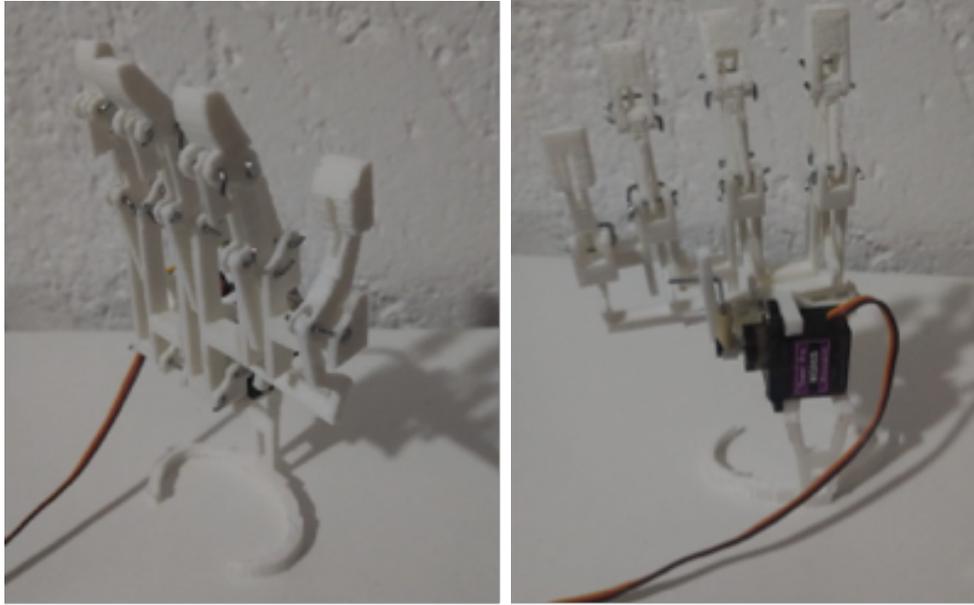
## 5.5. Ensamblaje

Para proveer a la prótesis con un sistema de sujeción efectivo, que les permita a las falanges rotar libremente, se debe utilizar una pieza cilíndrica y alargada que atraviese los agujeros existentes en las porciones proximales y/o distales de las falanges cuando estas estén alineadas con su pieza adyacente. En este trabajo se utilizó alambre galvanizado de calibre 18, con un diámetro de 1.22 milímetros. Este material se considera ideal debido a su facilidad de corte, versatilidad de manipulación y bajo costo. La función del alambre es atravesar los agujeros de sujeción de las piezas. Todos estos agujeros cuentan con un diámetro de 1 milímetro, garantizando que cuando el alambre atraviese, este quedara fijo y sin ocasionar fricciones innecesarias al momento en que las piezas roten alrededor del acople.

Las figuras 5.17 y 5.18 muestran el ensamble completo de la prótesis desde diferentes ángulos.



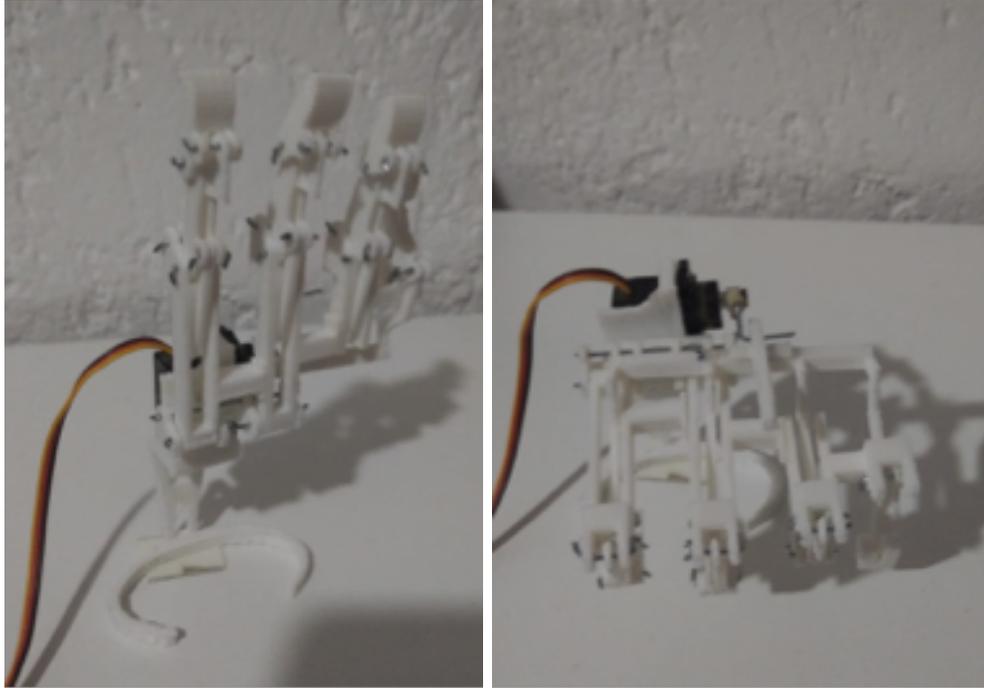
5.17: Prótesis impresa en PLA y ensamblada vista frontalmente (izquierda) y posteriormente (derecha).



5.18: Prótesis impresa en PLA y ensamblada vista frontalmente (izquierda) y posteriormente (derecha).

## 5.6. Movimiento de falanges

Como se ha explicado anteriormente, lo que genera el movimiento rotacional de las falanges con respecto a su falange adyacente, es la conexión del eslabón distal o proximal que estas tienen. Esta rotación toma como base la rotación independiente del conjunto de falanges proximales con respecto al soporte estructural. El objetivo del movimiento de la prótesis es que, como en la figura 4.19, la prótesis impresa logre estos ángulos de giro. Simulando un movimiento de flexión y extensión en las falanges artificiales cuando el conjunto de falanges proximales tenga un giro independiente de 90 grados con respecto a la horizontal y -5 grados con respecto a la horizontal, respectivamente. Se puede observar en la figura 5.19 que los giros en la prótesis impresa son correctos acorde lo explicado en este párrafo.



5.19: Prótesis impresa en PLA y en extensión (izquierda) y en flexión (derecha).

## 5.7. Fuente de movimiento de falanges proximales

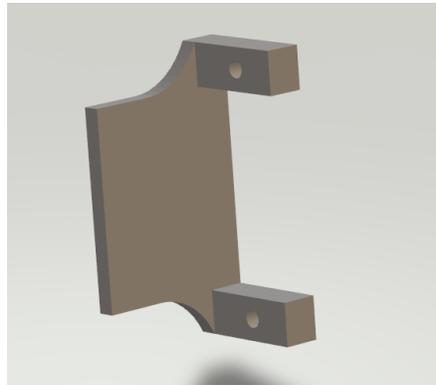
Para este modelo en específico se decidió utilizar un servomotor TowerPro MG-90 para proveer el movimiento rotacional al conjunto de falanges proximales. Este servomotor fue elegido debido a su reducido tamaño, su potencia de funcionamiento a un bajo voltaje, su fácil programación y disponibilidad comercial. El servomotor fue programado para ejecutar un giro de aproximadamente 90 grados conforme un sensor/actuador exterior le indique. Para fines demostrativos de este proyecto, el actuador externo es un botón. Para futuras iteraciones se recomienda experimentar con un miosensor de la marca myoware el cual se dispone en un músculo de usuario para que, cuando el usuario accione el músculo, el sensor detecte un diferencial de potencial y active el giro del servomotor.

La rotación generada por el servomotor se transfiere al conjunto de eslabones proximal-medio gracias a un conjunto de piezas que mantienen fijo el servomotor al soporte estructural y permiten la transferencia del movimiento rotacional del cabezal del servomotor hacia una pieza tipo corredera vertical que esta acoplada al conjunto de eslabones proximal-medio.

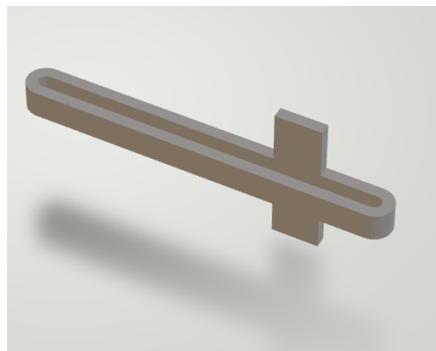
La primera pieza de este conjunto (figura 5.20) es un soporte de servomotor que se adhiere a la porción posterior del soporte estructural por medio de un pegamento con base de cianoacrilato. El

servomotor se acopla a este soporte ya que se adapta a su forma rectangular y permite su sujeción por medio de pequeños tornillos en sus orificios. La siguiente pieza (figura 5.21) es una ranura vertical de tipo corredera que se adhiere con el mismo pegamento a la parte posterior del conjunto de eslabones proximal-medio. La última pieza de este conjunto es la encargada de conectar el cabezal del servomotor con la corredera vertical, es la que sirve como eslabón de transferencia de movimiento rotacional del servomotor al conjunto de falanges proximal-medio. Esta pieza requiere que sea lo suficientemente delgada y resistente para que embone con ambas porciones. Se eligió moldear un segmento de alambre galvanizado de calibre 18 para que cumpla con esta función debido a su maleabilidad y resistencia.

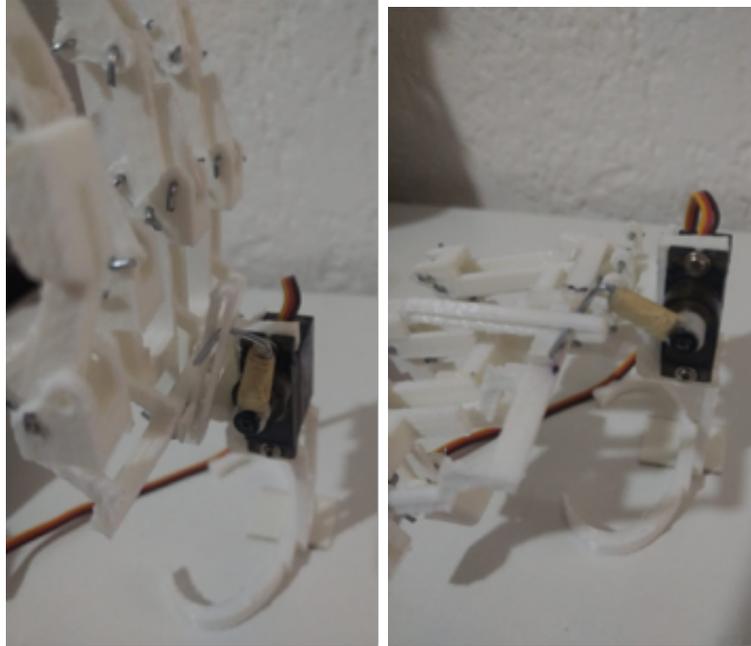
En la figura 5.22 se puede observar el sistema de piezas ejecutando un movimiento de flexión y extensión para toda la prótesis partiendo de la rotación inicial del servomotor.



5.20: Modelo en 3D de pieza de soporte para servomotor.



5.21: Modelo en 3D de pieza corredera vertical.



5.22: Sistema de transferencia de movimiento rotacional acoplado a la prótesis. Posición de extensión (izquierda) y flexión (derecha).

A continuación, se enumerarán los puntos remarcables en cuanto al diseño de la prótesis utilizando la metodología de este proyecto. Estos puntos pueden servir como conclusión para la etapa de diseño, ya que remarcan los alcances de la actual iteración y como para futuras implementaciones se pueden abordar diferentes aspectos y así, obtener una parametrización más efectiva.

1. Se logró emular correctamente en la prótesis impresa el movimiento de flexión y extensión utilizando los parámetros de generación de falanges y generación de eslabones.
2. Al realizar pruebas de agarre con pesos variados, la prótesis logró mantener un agarre estable cuando el peso del objeto no supera los 7 kilogramos. Mayor a esto, los eslabones se doblan debido al factor flexible del PLA, haciendo que el agarre se abra. La fuerza de agarre dependerá de la potencia del motor y de la resistencia de los eslabones. Para futuras iteraciones, el grosor de los eslabones deberá aumentar uno o dos milímetros más, ya que actualmente es de dos milímetros.
3. Si bien la prótesis cuenta con una estética mimética de una mano, se puede profundizar en la implementación de detalles estéticos en la etapa paramétrica, por ejemplo, suavizar los bordes o realizar curvaturas más acordes a los dedos de una mano orgánica.
4. Se utilizó alambre galvanizado como eje de movimiento rotacional en las falanges, sin embargo, sería una mejora remarcable en la estética de la prótesis que dichos ejes estén moldeados a la medida de las falanges.

5. Actualmente no se contempla en la presente metodología una parametrización del dedo pulgar, esto debido a que quedó fuera del marco de trabajo desde un inicio ya que le añadiría al presente trabajo, un grado de dificultad mayor que no era factible con los recursos disponibles. Sin embargo, se podría acoplar a la metodología en futuras iteraciones debido a que la porción de mano generada en este proyecto funciona de manera aislada y no estorbaría en una generación de un sistema de dedo pulgar.
6. Se pueden utilizar más formas para proveer movimiento rotacional al conjunto de falanges proximales, pero estas cambiarían el paradigma de construcción inicial. Es por ello por lo que se utiliza el sistema de transferencia de rotación con un servomotor aislado del conjunto generado. Por ejemplo, servomotores individuales para cada falange, o también, un movimiento mecánico generado por algún dedo remanente del usuario.

## 5.8. Conclusión General

En el presente trabajo se propuso una metodología para la generación de un modelo inicial de prótesis en 3D para una mano con simbraquidactilia. Se realizó la integración de un sistema, utilizando técnicas para reconocimiento de puntos anatómicos y de procesamiento de imágenes; con los resultados de esto, se caracterizó un soporte estructural y se generaron planos en 2D que luego se extruyeron en figuras en 3D, utilizando CADQuery, finalmente se exportaron en formato .STL, que es entrada para un proceso convencional de impresión 3D.

Se utilizó un vector de anclaje para limitar la extrusión del soporte estructural a las áreas de la mano en donde no habría una colisión con la porción remanente, esto resulta benéfico ya que permite adaptar el soporte estructural a la mano que requiere la prótesis, y complementa su estructura, para posibilitar que las falanges faltantes sean integradas.

Con respecto a las características geométricas de los dedos, en este trabajo únicamente se determinó la longitud de cada falange, para trabajos futuros se podrían obtener otras dimensiones como el ancho y la profundidad de los dedos; para poder realizar esto, sería necesario considerar como entrada al menos una imagen más de cada una de las manos, pero las características adicionales permitirían mejorar la estética de las piezas, y hacer que sus componentes sean más parecidos a la morfología real de los dedos del usuario.

En los resultados se puede ver el cumplimiento de los objetivos. Respecto a los objetivos específicos, el primero de ellos se cumplió por medio del uso de técnicas de visión artificial provistas por MediaPipe. El segundo también fue satisfecho gracias a la etapa de parametrización de la imagen de la mano con características irregulares, en donde se utiliza un área alrededor de las

articulaciones metacarpofalángicas proyectadas para determinar las zonas de anclaje que el soporte estructural tiene. En cuanto al tercer objetivo específico, referente al modelaje de falanges de cada dedo, se implementó correctamente en la metodología gracias a la sub-etapa de reconocimiento de falanges en la imagen de la mano con características regulares. Para el último objetivo específico, se utilizó la herramienta de CADQuery que permitió la generación de piezas 3D a partir de un conjunto de planos en 2d generados a partir de la parametrización de las imágenes de entrada.

La metodología está limitada a la simbraquidactilia y no se considera que pueda ser aplicada a cualquier tipo de deformidad, debido a que el espectro de deformidades y/o morfologías anormales en una mano es muy amplio. Otra limitación de la metodología presentada es que la apariencia de la prótesis generada es totalmente distinguible de una mano regular, sin embargo, en esta primera versión el trabajo integró la identificación de las falanges, el diseño de un soporte estructural, la medición de la longitud de cada falange y su impresión en 3D utilizando herramientas de código abierto y la posibilidad de implementar mejoras.

Para mejoras a futuro, hay que robustecer la etapa de parametrización y proyección de coordenadas; dentro de los algoritmos de procesamiento de imágenes de entrada, sería imprescindible una etapa de caracterización de la morfología de los dedos. Esto ampliaría el rango de deformidades que se reconocen y garantizaría la generación de prótesis para más pacientes que cuenten con deformidades ajenas a las contempladas actualmente.

Actualmente el movimiento en la prótesis solamente involucra la flexión y extensión del conjunto de falanges proximales sobre el eje proximal. Para que el movimiento de la prótesis sea más preciso, se podría implementar un sistema de actuadores extras para cada dedo de la prótesis. Esto involucraría modificar el proceso de caracterización del soporte estructural actual, así como el del conjunto de falanges proximales y conjunto de eslabones proximal-medio.

Al tener presentes los aspectos de mejora en la implementación de esta metodología, se puede seguir trabajando en ellos, y ampliar las posibilidades que el modelo puede llegar a ofrecer. Así mismo, mejorar la estética de las piezas y proveer una prótesis de mejor aspecto visual. Gracias a que esta metodología tiene la capacidad de modificarse, iterarse y mejorarse, puede ser el comienzo para estar cada vez más cerca de lograr el objetivo que todo sistema prostético trata de cumplir, y ser accesible y funcional para todas las personas que lo requieran.



---

# Bibliografía

[1] Alpenfels, E. J. (1955). The Anthropology and Social Significance of the Human Hand. *Artificial Limbs*, 2(2), 4–22.

[2] Amparo, L., López, A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), 14–24.

[3] Antonio, J., & Gutiérrez, T. (2017). El procesamiento de imágenes y su potencial aplicación en empresas con estrategia digital. *Interfases*, 1(10), 1–20.

[4] Behrend, C., Reizner, W., Marchessault, J. A., & Hammert, W. C. (2011). Update on advances in upper extremity prosthetics. *Journal of Hand Surgery*, 36(10), 1711–1717. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2011.07.024>

[5] Boschmann, A., Dosen, S., Werner, A., Raies, A., & Farina, D. (2016). A novel immersive augmented reality system for prosthesis training and assessment. 3rd IEEE EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics, BHI 2016, 280–283. <https://doi.org/10.1109/BHI.2016.7455889>

[6] Bressler, M. (2013). A Virtual Reality Training Tool for Upper Limb Prostheses. <https://publik.tuwien.ac.at/files/PubDat223987.pdf>

[7] Chai, D., & Bouzerdoum, A. (2000). A Bayesian approach to skin color classification in YCbCr color space. *TENCON Proceedings. Intelligent Systems and Technologies for the New Millennium*, 421–424.

[8] Clement, R. G. E., Bugler, K. E., & Oliver, C. W. (2011). Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *Surgeon*, 9(6), 336–340. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2011.06.001>

- [9] Copaci, D., Garc, J. C., Flores-caballero, A., & Blanco, D. (2014). Simulación de la mano humana mediante Matlab/Simmechanics.
- [10] Dalal, N., Triggs, B., & Europe, D. (2005). Histograms of Oriented Gradients for Human Detection. Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 1–8.
- [11] Dhawan, D., Barlow, M., & Lakshika, E. (2019). Prosthetic Rehabilitation Training in Virtual Reality. IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health, SeGAH 2019, 1–8. <https://doi.org/10.1109/SeGAH.2019.8882455>
- [12] Duncan, S. F. M., & Saracevic, C. E. (2013). Biomechanics of the Hand. *Hand Clinics*, 29(4), 483–492. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.08.003>
- [13] Palermo, F., Cognolato, M., Eggel, I., Atzori, M., & Muller, H. (2019). An Augmented Reality Environment to Provide Visual Feedback to Amputees During sEMG Data Acquisitions. *Towards Autonomous Robotic Systems*, 11650(1), 131–142. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-25332-5>
- [14] Freeman, W. T., & Roth, M. (1994). Orientation Histograms for Hand Gesture Recognition. *IEEE Intl. Wkshp. on Automatic Face and Gesture Recognition*, 1–9.
- [15] Garcia-Rosas, R., Tan, Y., Oetomo, D., Manzie, C., & Choong, P. (2019). Personalized Online Adaptation of Kinematic Synergies for Human-Prosthesis Interfaces. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 1–15. <https://doi.org/10.1109/tcyb.2019.2920376>
- [16] García, D. J. J. P. (2010). Rehabilitacion de la mano.
- [17] Goodell, P. B., Bauer, A. S., Sierra, F. J. A., & James, M. A. (2016). Symbrachydactyly. *HAND*, 11(3), 262–270. <https://doi.org/10.1177/1558944715614857>
- [18] Hattori, Y., Doi, K., Toh, S., & Baliarsing, A. S. (2001). Surgical approach to the spinal accessory nerve for brachial plexus reconstruction. *Journal of Hand Surgery*, 26(6), 1073–1076. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2001.28762>
- [19] Heisenberg, G. J. P., Rezaei, Y. A., Rothdeutsch, T., & Heiden, W. (2016). Arm prosthesis simulation on a virtual reality L-shaped workbench display system using a brain computer

interface. *Journal of Pain Management*, 9(3), 205–216. <https://doi.org/10.13140/2.1.4517.8246>

[20] Ibraheem, N. A. (2012). Survey on Various Gesture Recognition Technologies and Techniques. *International Journal of Computer*, 50(7), 38–44.

[21] Ionescu, B., Coquin, D., Lambert, P., & Buzuloiu, V. (2005). Dynamic hand gesture recognition using the skeleton of the hand. *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*, 2005(13), 2101–2109. <https://doi.org/10.1155/ASP.2005.2101>

[22] Jacobson, M. D., Raab, R., Fazeli, B. M., & Abrams, R. A. (1992). Architectural design of the human intrinsic hand muscles. *The Journal of HAND SURGERY Therefore*, 17A(5), 804–809.

[23] Johannes, M. S., Faulring, E. L., Katyal, K. D., Para, M. P., Helder, J. B., Makhlin, A., Moyer, T., Wahl, D., Solberg, J., Clark, S., Armiger, R. S., Lontz, T., Geberth, K., Moran, C. W., Wester, B. A., Van Doren, T., & Santos-Munne, J. J. (2020). The Modular Prosthetic Limb. In *Wearable Robotics*. INC. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-814659-0.00021-7>

[24] Kalker, J. J., Snijders, C. J., & Surgery, R. (1992). Biomechanics of the finger with anatomical restrictions—The significance for the exercising hand of the musician. *J. Biomechanics*, 25(11), 1253–1264.

[25] Kejun, W., Yan, Z., Zhi, Y., & Dayan, Z. (2006). Hand vein recognition based on multi supplemental features of multi-classifier fusion decision. *2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, ICMA 2006*, 1790–1795. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2006.257486>

[26] Koley, S., Kaur, N., & Sandhu, J. S. (2009). A Study on Hand Grip Strength in Female Labourers of Jalandhar , Punjab , India A Study on Hand Grip Strength in Female Labourers of. *Journal of Life Sciences ISSN:*, 1(1), 57–62. <https://doi.org/10.1080/09751270.2009.11885135>

[27] Kyberd, P. J., Holland, O. E., Chappell, P. H., Smith, S., Tregidgo, R., Bagwell, P. J., & Snaith, M. (1995). MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 3(1), 70–76. <https://doi.org/10.1109/86.372895>

[28] Lane, J. M., Christ, G. H., Khan, S. N., & Backus, S. I. (2001). Rehabilitation for limb salvage patients. *Cancer*, 92(S4), 1013–1019. [https://doi.org/10.1002/1097-0142\(20010815\)92:4+j1013::aid-cnrc1414j3.0.co;2-d](https://doi.org/10.1002/1097-0142(20010815)92:4+j1013::aid-cnrc1414j3.0.co;2-d)

- [29] Losier, Y., Clawson, A., Wilson, A., Scheme, E., Englehart, K., Kyberd, P., & Hudgins, B. (2011). An Overview of the UNB Hand System. Myoelectric Controls and Upper Limb Prosthetics Symposium.
- [30] Malik, S. (2012). Syndactyly: phenotypes, genetics and current classification. *European Journal of Human Genetics*, 20(8), 817-824. <https://doi.org/10.1038/ejhg.2012.14>
- [31] Moran, C. A. (1989). Anatomy of the Hand. *Physical Therapy*, 69(12), 1007–1013.
- [32] Murray, C. D. (2005). The Social Meanings of Prosthesis Use. *Journal of Health Psychology*, 10(3), 425–441. <https://doi.org/10.1177/1359105305051431>
- [33] Naidu, D. S., Chen, C. H., Perez, A., & Schoen, M. P. (2008). Control strategies for smart prosthetic hand technology: An overview. 30th Annual International IEEE EMBS Conference, 4314–4317. <https://doi.org/10.1109/iembs.2008.4650164>
- [34] Nguyen, D. Q., Pham, T. C., & Quan, T. T. (2020). Design, implementation and evaluation for a high precision prosthetic hand using MyoBand and Random Forest algorithm. *Science & Technology Development Journal - Engineering and Technology*, 3(SI1), S128–S139. <https://doi.org/10.32508/stdjet.v3isi1.536>
- [35] Panwar, M., Mehra, P. S., & Motivation, A. (2011). Hand Gesture Recognition for Human Computer Interaction. *International Conference on Image Information Processing*, 1–7.
- [36] Pylatiuk, C., Mounier, S., Kargov, A., Schulz, S., & Bretthauer, G. (2004). Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 4260–4263. <https://doi.org/10.1109/iembs.2004.1404187>
- [37] Saradjian, A., Thompson, A. R., & Datta, D. (2008). The experience of men using an upper limb prosthesis following amputation: Positive coping and minimizing feeling different. *Disability and Rehabilitation*, 30(11), 871–883. <https://doi.org/10.1080/09638280701427386>
- [38] ten Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(3), 300–314. <https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1253117>
- [39] Van Der Riet, D., Stopforth, R., Bright, G., & Diegel, O. (2013). An over-

view and comparison of upper limb prosthetics. IEEE AFRICON Conference, 1–8. <https://doi.org/10.1109/AFRICON,2013,6757590>

[40] Vergara., S. S., & Alvarez., P. G. (1992). Fisiopatología de las transposiciones tendinosas. *Rev. Ortop. Traum.*, 36(2), 50–53.

[41] Woodside, J. C., & Light, T. R. (2015). Symbrachydactyly-Diagnosis, Function, Treatment. *Journal of Hand Surgery*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa,2015,06,114>

[42] Ying Wu, & Huang, T. S. (2001). Hand modeling, analysis and recognition. *IEEE Signal Processing Magazine*, 18(3), 51–60. <https://doi.org/10.1109/79,924889>

[43] Zhong, B., Huang, H., & Lobaton, E. (2020). Reliable Vision-Based Grasping Target Recognition for Upper Limb Prostheses. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 1–15. <https://doi.org/10.1109/tcyb,2020,2996960>

[44] Zhou, H., Lin, D. J., & Huang, T. S. (2004). Static hand gesture recognition based on local orientation histogram feature distribution model. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2004-Janua(January)*. <https://doi.org/10.1109/CVPR,2004,443>

[45] Liu M-J, Xiong C-H, Xiong L, Huang X-L (2016) Biomechanical Characteristics of Hand Coordination in Grasping Activities of Daily Living. *PLoS ONE* 11(1): e0146193. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146193>

[46] Biryukova, E.V., Yourovskaya, V.Z. (1994). A Model of Human Hand Dynamics. In: Schuind, F., An, K.N., Cooney, W.P., Garcia-Elias, M. (eds) *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*. NATO ASI Series, vol 256. Springer, Boston, MA. [https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9107-5\\_11](https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9107-5_11)

[47] Zhang, F., Bazarevsky, V., Vakunov, A., Tkachenka, A., Sung, G., Chang, C., & Grundmann, M. (2020). MediaPipe Hands: On-device Real-time Hand Tracking. *ArXiv*, abs/2006.10214.

[48] S. Ghanbari, Z. P. Ashtyani and M. T. Masouleh, "User Identification Based on Hand Geometrical Biometrics Using Media-Pipe," 2022 30th International Conference on Electrical Engineering (ICEE), Tehran, Iran, Islamic Republic of, 2022, pp. 373-378, doi: 10.1109/ICEE55646.2022.9827056.

- [49] Halder, A., & Tayade, A. (2021). Real-time vernacular sign language recognition using mediapipe and machine learning. Journal homepage: *www.ijrpr.comISSN*, 2582, 7421.
- [50] Lázaro-Guevara, J., Gondokaryono, R., González, L., Garrido, K., Sujumnong, N., Wee, A., & Miscione, J. (2020). A Graphic User Interface (GUI) to build a cost-effective customizable 3D printed Prosthetic Hand. *bioRxiv*, 2020-03.
- [51] Mudassir, M. (2021). Design and fabrication of a parametric 3d-printed passive prosthetic hand based on anthropometric features (Master's thesis).
- [52] da Rocha, L. G. S., Rudek, J. V. L., & Rudek, M. (2020). Extraction of geometric attributes based on GAN for anatomic prosthesis modeling.
- [53] Zuo KJ, Olson JL. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. *Plast Surg (Oakv)*. 2014 Spring;22(1):44-51. PMID: 25152647; PMCID: PMC4128433.
- [54] Bradley, Derek & Roth, Gerhard. (2007). Adaptive Thresholding using the Integral Image. *J. Graphics Tools*. 12. 13-21. 10.1080/2151237X.2007.10129236.
- [55] N. Otsu, .<sup>A</sup> Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms, in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 9, no. 1, pp. 62-66, Jan. 1979, doi: 10.1109/TSMC.1979.4310076.
- [56] T. Arici, S. Dikbas, and Y. Altunbasak, .<sup>A</sup> histogram modification framework and its application for image contrast enhancement, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 18, no. 9, pp. 1921-1935, Sept. 2009.
- [57] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, "Digital Image Processing," 3rd Edition, Prentice Hall, 2008.
- [58] R. C. Moore, K. L. (2017). *Anatomy of the Hand and Wrist*. Wolters Kluwer.
- [59] Iwasaki, N. (2016). Biomechanics of the Hand: A Basic Review. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 11(1), 17-22. <https://doi.org/10.1186/s13018-016-0359-9>.
- [60] Zhang, Y. (2012). Vision-based hand gesture recognition: A review. *Journal of Multimedia*, 7(2), 136-143. <https://doi.org/10.4304/jmm.7.2.136-143>.
- [61] Latarjet, M. (2008). *ANATOMÍA HUMANA* (4a. ed., 6a. reimp.). BUENOS AIRES: MÉDICA PANAMERICANA.

---

# Anexos

## Declaración de confidencialidad.

*Corregidora Querétaro, México  
27 de octubre de 2020*

### **Declaración de confidencialidad**

En el presente documento declaro que yo, Andrés Muñoz Cárdenas, estudiante de la Universidad Autónoma de Querétaro en la carrera de Ingeniería Biomédica y responsable del proyecto titulado “Modelado virtual en 3d de una prótesis para mano a partir de procesamiento de imágenes” me comprometo a hacer uso adecuado de las fotografías de las manos de los participantes bajo la premisa de cumplir los siguientes aspectos:

- Mantener en estricta confidencialidad los datos del participante
- Del participante no se requerirá de nada más que las fotografías de ambas manos.
- No se compartirán las fotografías a terceros.
- No se utilizarán las fotografías para ningún otro fin más que los delimitados en el proyecto.
- Se mantendrá confidencial cualquier asunto que llegue a mi conocimiento respecto a la aplicación del proyecto.



Andrés Muñoz Cárdenas

# Formato de consentimiento informado.

*Corregidora Querétaro, México*

*27 de Octubre de 2020*

## **Consentimiento Informado**

Por medio de la presente, el alumno de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma de Querétaro, Andrés Muñoz Cárdenas, solicita al participante su consentimiento informado para participar voluntariamente en este proyecto de tesis. El objetivo del trabajo de investigación es desarrollar una aplicación para crear un modelo virtual en 3d para prótesis de mano. Este proyecto se enfocará a personas que tengan alguna de las siguientes características en una mano, malformación congénita o amputación parcial.

En este proyecto de investigación puede participar cualquier persona que cuente con la característica mencionada anteriormente. No se considerará alguna característica adicional como lo es sexo, etnia, edad, estado de salud o condición social. La única manera de hacer llegar esta información será por medio de redes sociales en la que el participante podrá contactar al responsable por medio de un mensaje directo, correo electrónico o por número telefónico. En el caso de menores de edad, este consentimiento informado aplica al tutor del menor y habrá que informar al menor lo descrito en la carta adjunta como Asentimiento Informado.

En el presente proyecto, se desarrollará un algoritmo para detectar características morfológicas de las manos del participante. Dichas características son, la posición de articulaciones; delimitación del carpo; punto interstylion; y número total de dedos. A partir de estas características, se modelará en 3d un sistema prostético adecuado a la mano anormal del participante.

Lo que se requiere del participante es que obtenga dos imágenes, una de su mano izquierda y una de su mano derecha. La forma de colocación de cada mano al momento de obtener la imagen debe de ser boca abajo sobre la hoja de referencia (la palma de la mano en contacto con la hoja), la mano debe de estar dentro del cuadro negro y posicionándola de tal forma que la línea media de la hoja quede dividiendo la mano. Una vez obtenidas ambas imágenes se deberán mandar al email anexo.

Las imágenes proporcionadas por el participante serán sometidas a un método de procesamiento de imágenes para detectar características morfológicas de ambas manos. Estas características permitirán obtener una proyección en 2d de un soporte estructural y un andamio los cuales se acoplarán a la forma específica de la mano que posea una diferencia anatómica. Con las proyecciones listas, se pueden renderizar ambos modelos en 3d en el software Unity. En cuanto a los dedos de la prótesis virtual, se añadirán dependiendo las características de longitud y posición de falanges encontradas en las imágenes.

El participante al enviar sus imágenes no recibirá ninguna compensación económica, lo único que recibirá es la profunda gratitud del responsable y la virtud de haber aportado en un proyecto que busca marcar una diferencia el campo de desarrollo de prótesis para manos. Los resultados que se deriven del presente trabajo de tesis van a ser publicados una vez que se cumplan los objetivos y sea aprobado. Por lo tanto, las imágenes recopiladas se mostrarán en todas las publicaciones derivadas de la tesis. El participante, si así lo desea, podrá solicitar retirar sus imágenes de la investigación en cualquier momento mientras este en proceso de desarrollo, es decir, que no haya

sido publicada. Cualquier información relacionada al participante, ajena a la forma de sus manos será confidencial y no se compartirá ni publicará en ningún momento. Para cualquier inquietud, duda o aclaración que se llegue a presentar, el participante puede contactarse al celular +52 4422696523 o mandar un correo a syfoxmc@gmail.com dirigido a Andrés Muñoz Cárdenas.