UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

SANTIAGO - CHILE

DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO CON SISTEMA DE AGARRE ADAPTATIVO PARA USO GENERAL EN AMPUTACIONES A NIVEL DE DESARTICULACIÓN DE MUÑECA

ÁLVARO BASOALTO CALVANESE

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA: DANILO ESTAY

PROFESOR CO-REFERENTE: FELIPE CHACANA

MAYO – 2018

“A mi familia, pareja y amigos, que sin su apoyo y compañía no sería quien soy”

Agradecimientos

Agradecer en primer lugar a mis padres, que sin ellos no podría haber llegado a ningún lado, que me aguantaron y formaron para dar las bases de lo que soy ahora, que sin importar los años me siguen enseñando a vivir de la mejor manera y que me han acompañado toda mi vida incentivándome a seguir adelante para alcanzar mis sueños y ser feliz. Agradecerles también por el amigo que me dieron incluso antes de saber que era un amigo, mi hermano, a quien también agradezco todo lo que ha sido para mí y todo lo me ha enseñado, a quien agradezco todas las risas y peleas porque de verdad no sé cómo sería ahora si no fuera por él.

Agradezco a mi pareja, Loreto Jiménez que estuvo conmigo durante todo el proceso de este trabajo, soportándome cuando estaba cansado, animándome cuando quería tirar la esponja, ayudándome cuando faltaba inspiración y al final a corregir todos los detalles. Te amo, gracias por todo.

A Carolina, por el *apañe*, el aguante, la constante ayuda y obviamente por la amistad que me diste. Fue un proceso largo y difícil, pero aquí estamos ya en el final. Tú sabes que en gran parte esto es gracias a ti y se agradece siempre.

A Rodrigo, Felipe y Alejandro, por los años de amistad y estar siempre ahí, gracias por todo *cabros*.

Como no, agradezco a todos y cada uno de mis amigos, los de la vida, los del colegio, los de la universidad, los que siguen y los que no; que me enseñaron como ser feliz sin importar que, que me soportan y me quieren, aunque nunca deje de molestar; a aquellos que me han inspirado y motivado a seguir dándole a este trabajo, porque ellos saben que el aguante no siempre da y me impulsaron a seguir adelante.

También agradecer a Danilo Estay, por apoyarme con el tema, los recursos para laborar y por sobre todo por darme un espacio en la oficina para ponerme a trabajar. Junto a él, agradecer a la “Legión de esclavos” Jorge Bustos, Jaime Ibarra, Jorge Salas y Abel Durán por que sin el continuo molestar en la oficina y su constante ayuda cuando se las pidiera, terminar este trabajo hubiese sido mucho más tedioso.

Agradezco al *Departamento de Mecánica* y a *FabLab UTFSM* por facilitarme las máquinas de impresión 3D que me permitieron desarrollar este proyecto, en especial a *FabLab* que me salvo con sus impresoras y logre terminar el prototipo de la prótesis.

Finalmente agradecer a mis abuelos, que me acompañaron y enseñaron mucho de la vida desde pequeño y ahora me acompañan, cuidan y guían desde arriba. Este trabajo va para ustedes.

Resumen

La inspiración para trabajar con el tema de las prótesis de mano (y desarrollar una) nace por el deseo del autor de ayudar a las personas, en este caso particular, a las que presentan amputaciones a nivel de desarticulación de muñeca del miembro superior. Buscando en lo posible mejorar su diario vivir, facilitando el acceso económico de las prótesis, tanto por los materiales utilizados como por los métodos de manufactura; además permitiendo una alta funcionalidad en base a un diseño completo a la vez que liviano y de fácil accionamiento.

El trabajo comienza con la revisión de un benchmark de las ofertas existentes en el mercado actual de prótesis para buscar oportunidades de mejora a lo que existe actualmente. Una vez realizado el estudio surge la idea de desarrollar un sistema de agarre adaptativo que simplifique el control del prototipo a desarrollar, disminuyendo el número de actuadores necesarios para realizar los movimientos de este, a la vez que se reduzca su peso y mantenga todo dentro de una forma antropomórfica.

A continuación, se estudia la anatomía de la mano humana, sus capacidades y especificaciones, así como las posibilidades de acción y movimiento que puede realizar; en este punto se investiga además sobre los tamaños promedios de las manos en Chile, el peso máximo que esta debe tener con respecto al peso del individuo y la fuerza que esta puede ejercer.

Utilizando como base el estudio e investigación de la mano humana se generaron los requerimientos mínimos de la prótesis en cuanto a tamaño, peso, rango de movilidad y posibilidades de acción. Esta parte del trabajo culmina con el diseño del prototipo, junto al del sistema de agarre adaptativo que permite el cierre diferenciado de los dedos meñique, anular y medio, accionándolos a través de solo un actuador.

Finalmente, gracias a métodos de impresión 3D, se logra construir una prótesis de mano con sistema de agarre adaptativo para uso general, con la capacidad de imitar una amplia variedad de movimientos, agarres y acciones de una mano humana, además de la posibilidad de sostener objetos de diversos tamaños y formas.

Palabras clave: prototipo, prótesis, agarre adaptativo, mano.

Abstract

The inspiration to work with the theme of hand prostheses (and develop one) is born by the author's desire to help people, in this particular case, those who present amputations at the level of disarticulation of the upper limb wrist. Looking as much as possible to improve their daily living, facilitating the economic access of the prosthesis, both for the materials used and for the manufacturing methods; also allowing high functionality based on a complete design while lightweight and easy to operate.

The work begins with the revision of a benchmark of the existing offers in the current prosthesis market to look for opportunities for improvement to what currently exists. Once the study is done, the idea of developing an adaptive grip system simplifies the control of the prototype to be developed, decreasing the number of actuators necessary to perform the movements of this, while reducing its weight and keeping everything within an anthropomorphic form.

Next, we study the anatomy of the human hand, its capabilities and specifications, as well as the possibilities of action and movement that it can perform; At this point we also investigate the average sizes of hands in Chile, the maximum weight that this should have with respect to the weight of the individual and the force that it can wield.

Using as a basis the study and research of the human hand, the minimum requirements of the prosthesis were generated in terms of size, weight, range of mobility and possibilities of action. This part of the work culminates with the design of the prototype, together with the adaptive grip system that allows the differentiated closing of the little, ring and middle fingers, activating them through only one actuator.

Finally, thanks to 3D printing methods, it is possible to build a hand prosthesis with adaptive grip system for general use, with the ability to imitate a wide variety of movements, grips and actions of a human hand, as well as the possibility of holding objects of a wide diversity of sizes and shapes.

Keywords: prototype, prosthesis, adaptive grip, hand.

Glosario

DIP	Por sus siglas en inglés, "*D*istal *I*nter*P*halange", Articulación interfalángica distal.
Eminencia Tenar	Masa muscular de la mano humana que constituye la base del dedo pulgar.
MCP	Por sus siglas en inglés, "*M*eta*C*arpal *P*halange", Articulación falange-metacarpiano.
PIP	Por sus siglas en inglés, "*P*roximal *I*nter*P*halange", Articulación interfalángica proximal.
Prender	Asir, agarrar, sujetar algo.
Potenciómetro	Instrumento que mide las diferencias de potencial eléctrico
Pulpejo	Parte carnosa y blanda de un miembro pequeño del cuerpo humano.
Supinación	Movimiento del antebrazo que hace girar la mano para posicionarla con la palma hacia arriba.

Índice de Contenidos

Agradecimientos IV

Resumen VI

Abstract VII

Glosario VIII

Índice de Contenidos IX

Índice de Figuras XIII

Índice de Tablas XX

1 Capítulo 1: Marco Teórico 1

1.1 Introducción 1

1.2 Objetivos 2

1.2.1 General 2

1.2.2 Específicos 2

1.3 Breve Reseña Histórica. 3

1.4 Estado del Arte: Prótesis Actuales 3

2 Capítulo 2: La Mano Humana 19

2.1 Movimiento de los Dedos Trifalángicos 22

2.1.1 Flexión – extensión 23

2.1.2 Abducción – aducción 24

2.1.3 Rotación 24

2.2 Movimiento del Dedo Pulgar 25
2.2.1 Abducción extensión / Aducción 25
2.2.2 Flexión-Oposición 26
2.2.3 Reposición 27
2.3 Posibilidades de acción de la mano 27
2.3.1 Tipos de prensión/agarre 27
2.3.2 Percusión, contacto y expresión gestual 47
2.4 Fuerza de Agarre 49
2.5 Pesos y Tamaños 50
3 Capítulo 3: La Prótesis 51
3.1 Movimiento 51
3.1.1 Agarre adaptativo 51
3.1.2 Dedos 52
3.1.3 Posibilidades de acción de la prótesis 55
3.2 Tamaño 57
3.3 Peso y Estructura 58
3.4 Fuerza de agarre 59
4 Capítulo 4: Desarrollo de la Prótesis 60
4.1 Necesidades del usuario: 60
4.1.1 Atributos 60

4.1.2 Objetivos, funciones y restricciones 61

4.1.3 Lista jerarquizada de objetivos 61

4.1.4 Tablas de comparación y resultados 62

4.1.5 Selección de alternativa 63

4.2 Prototipo 1 65

4.3 Prototipo 2 66

4.4 Soporte 74

5 Capítulo 5: Construcción, Funcionamiento y Resultados 75

5.1 Impresión, Construcción y Componentes 75

5.1.1 Prótesis 75

5.1.2 Soporte y Servomotores 77

5.1.3 Control 78

5.2 Resultados 78

5.2.1 Peso 78

5.2.2 Agarre adaptativo 79

5.2.3 Posibilidades de acción de la prótesis 81

5.2.4 Fuerza 91

6 Conclusiones 92

7 Trabajos futuros 94

Anexos 95

A Anexo A: Promedios de longitudes y anchura de la mano del hombre. 96

B Anexo B: Promedios de longitudes y anchura de la mano de la mujer..... 98

Bibliografía 101

Índice de Figuras

Figura 1.1 Prótesis de manos comerciales a ser revisadas en esta tesis, a) Mano Vicent de Vincent Systems, b) Mano iLimb de Touch Bionics, c) iLimb Pulse de Touch Bionics, d) Mano Bebionic de RSL Steeper, e) Mano Bebionic v2 de RSL Steeper, y f) Mano Michelangelo de Otto Bock. Todas las manos se encuentran sin su recubrimiento estético. [2] 4

Figura 1.2 Representación gráfica de las articulaciones de los dedos. Modelo 3D del dedo índice de una mano escaneada por láser. [3] 10

Figura 1.3 Ilustraciones de mecanismos utilizados para definir las relaciones de movimiento para las prótesis comerciales de mano estudiadas. Imágenes digitales comerciales (arriba) y modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento de la articulación del dedo (parte inferior). a) Vincent (Vincent Systems), b) iLimb y iLimb Pulse (Touch Bionics), c) Bebionic v2 y Bebionic (RSL Steeper), y d) Michelangelo (Otto Bock). Θ1 = ángulo de la articulación de la falange metacarpiana, Θ2 = ángulo de la articulación de la interfalange proximal. [2]. 12

Figura 1.4 La figura muestra los resultados, incluyendo un ajuste lineal, para la relación de acoplamiento, para cada dedo de las prótesis de mano estudiadas. Las manos Vincent (Vincent Systems), iLimb (Touch Bionics) y Bebionic v2 (RSL Steeper) presentan una relación lineal entre la falange metacarpiana (MCP) y la interfalange proximal (PIP) durante el movimiento de flexión/extensión. [2] 13

Figura 2.1 Esqueleto de la mano (vista palmar). [4] 19

Figura 2.2 Falange proximal, media y distal. [4] 20

Figura 2.3 Articulación metacarpofalángica, Ligamentos colaterales y músculos extensores de los dedos (Vista lateral) [4] 21

Figura 2.4 Movimientos y vistas de la mano. A y A': Vista laterales. B: vista anterior. B': vista posterior. Hacia la punta de los dedos: vista distal. Hacia la muñeca: vista proximal. [5] 22

Figura 2.5 Movimiento de flexión – extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente. Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras se indican en la figura. [4] 23

Figura 2.6 a) Movimiento de abducción de los dedos tri-falángicos. b) Movimiento de aducción de los dedos tri-falángicos. [4] 24

Figura 2.7 a) Movimiento de aducción del dedo pulgar. El dedo se dirige al encuentro de la cara lateral del dedo índice. b) Movimiento de abducción del dedo pulgar. El dedo pulgar se separa del dedo índice y de los otros dedos, ensanchando la paleta de la mano. [4] 25

Figura 2.8 a) Flexión del dedo pulgar. b) Movimiento de oposición del dedo pulgar. El dedo pulgar es proyectado frente al dedo meñique. [4] 26

Figura 2.9 Reposición del dedo pulgar. El dedo pulgar regresa a la posición de aducción-extensión. [4]..... 27

Figura 2.10 Esquema de los grandes grupos de prensión/agarre y sus subgrupos. 28

Figura 2.11 Presa por oposición terminal o termino-pulpejo. [5] 29

Figura 2.12 Prensión por oposición subterminal o del pulpejo. [5] 30

Figura 2.13 Presa por oposición subterminolateral o pulpo-lateral. [5]..... 30

Figura 2.14 Prensión interdigital latero-lateral. [5]..... 31

Figura 2.15 Presa tridigital a) oposición pulpejo pulgar y pulpejos del dedo índice y medio b) oposición pulpejo pulgar e índice y lateral del dedo medio. [5] 32

Figura 2.16 Presa tridigital lateral para el pulgar y el dedo medio en oposición al pulpejo del dedo índice. [5] 32

Figura 2.17 Presa tetradigital del pulpejo. [5]..... 33

Figura 2.18 Presa tetradigital pulpejo-lateral. [5] 34

Figura 2.19 Presa tetradigital del pulpejo pulgotridigital. [5]..... 35

Figura 2.20 Presa pentadigital del pulpejo. [5] 36

Figura 2.21 Presa pentadigital pulpejo-lateral. [5]..... 37

Figura 2.22 Presa pentadigital comisural a) Vista superior b) Vista lateral. [5] 37

Figura 2.23 Presa pentadigital panorámica. [5] 38

Figura 2.24 Presa digitopalmar, objeto de bajo diámetro. [5]..... 39

Figura 2.25 Presa digitopalmar, objeto de mayor diámetro. [5] 39

Figura 2.26 Presa palmar con la totalidad de la mano. [5]..... 40

Figura 2.27 Presa palmar cilíndrica. [5]..... 41

Figura 2.28 Presa palmar esférica a) Tridigital b) Tetradigital c) Pentadigital. [5] 42

Figura 2.29 Presa centrada o direccional. [5]..... 42

Figura 2.30 Presa con gravedad plana. [5]..... 43

Figura 2.31 Presa con gravedad cóncava a) de una sola mano b) de ambas manos. [5]..... 43

Figura 2.32 Presa-acción simple. a) Presa pulgar-índice tangencial. b) Impulso por la segunda falange del pulgar. [5]..... 44

Figura 2.33 Presa-acción: Prender un encendedor. [5] 45

Figura 2.34 Presa-acción: Apretar resorte de un aerosol o perfume. [5] 45

Figura 2.35 Presa-acción: Cortar con tijeras. [5] 46

Figura 2.36 Presa-acción: Comer con palillos chinos. [5] 46

Figura 2.37 Presa-acción: Digitar notas y sostener un instrumento. [5] 47

Figura 2.38 Percusión: a) Teclear un ordenador o un piano. b) Mano empuñada. [5]..... 48

Figura 2.39 Contacto: a) Caricia. b) Apretón de manos. [5]..... 48

Figura 2.40 Expresión gestual de señalar con un dedo. [5] 49

Figura 3.1 Esquema de tendones y poleas interno de la mano. Las líneas 1, 2, 4, 5 y 6 representan los tendones de flexión de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique respectivamente, de la mano izquierda. Líneas color azul representan tendones conectados a actuadores; tendones 4 y 5-6 con línea punteada en rojo corresponden a tendones flectores de unión a poleas y entre poleas. Las poleas a, b y c están presentadas por dos circunferencias dentro de sus recorridos. Los puntos verdes representan la sección de amarre y sujeción de poleas y tendones. 52

Figura 3.2 Ángulos de flexión Falange media y distal..... 53

Figura 3.3 Flexión coordinada del dedo en relación con el eje de rotación de la mano plana. a) Flexión de la falange proximal desde el reposo. b) flexión falange media y distal. c) Dedo completamente flectado. 54

Figura 3.4 Vista lateral en corte del dedo índice..... 55

Figura 4.1 Vista palmar y lateral del esqueleto de la mano izquierda. Sitio web de Anatomografía [9] (vista Palmar) y [10] (vista Lateral) 67

Figura 4.2 Cotas palma ensamblada de la prótesis. Distancias en milímetros..... 68

Figura 4.3 Modelo 3D: Sección posterior o Dorso de la prótesis. a) Vista Posterior. b) Vista Anterior/Interior. 69

Figura 4.4 Modelo 3D: Sección intermedia de la prótesis. a) Vista Posterior. b) Vista Anterior/Interior. 69

Figura 4.5 Modelo 3D: Sección anterior o Palma de la prótesis. a) Vista Posterior/Interior. b) Vista Anterior..... 70

Figura 4.6 Modelo 3D: Sistema de agarre adaptativo. a) Sección Posterior. b) Sección Anterior. 71

Figura 4.7 Modelo 3D: Dedos de la prótesis. a) Vista posterior dedos meñique, anular, medio e índice. b) Vista lateral dedo índice. c) Vista anterior dedo índice. 72

Figura 4.8 Modelo 3D: Dedo pulgar de la prótesis. a) Vista Posterior. b) Vista lateral. c) Vista Anterior. 72

Figura 4.9 Modelo 3D: Unión Pulgar-Palma. a) Vista Posterior. b) Vista lateral. c) Vista distal. 73

Figura 4.10 Modelo 3D: Prótesis ensamblada. a) Vista Posterior. b) Vista isométrica anterior-lateral. 73

Figura 4.11 Modelos 3D: Soporte de la prótesis y los Servomotores. 74

Figura 5.1 Prótesis ensamblada. Vista posterior y anterior. 75

Figura 5.2 Conjunto completo ensamblado. Prótesis, soporte, servomotores y poleas. 77

Figura 5.3 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo individual de dedos extendidos.... 79

Figura 5.4 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo de dos dedos extendidos. 79

Figura 5.5 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo falange media. 80

Figura 5.6 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo falange proximal. 80

Figura 5.7 Presa bidigital de la prótesis. 81

Figura 5.8 Presa Tridigital del Pulpejo 82

Figura 5.9 Presa Tetradigital del pulpejo 83

Figura 5.10 Presa Tetradigital del pulpejo pulgotridigital 83

Figura 5.11 Presa digito-palmar de la prótesis. 84

Figura 5.12 Presa palmar bidigital. 85

Figura 5.13 Presa palmar tridigital. 85

Figura 5.14 Presa palmar tetradigital. 86

Figura 5.15 Presa palmar pentadigital..... 86

Figura 5.16 Presa direccional..... 87

Figura 5.17 Presa con la gravedad: “cóncava”. 87

Figura 5.18 Presa con la gravedad: Gancho..... 88

Figura 5.19 Percusión: teclear un ordenador. 89

Figura 5.20 Percusión: mano empuñada..... 89

Figura 5.21 Contacto: apretón de manos. 90

Figura 5.22 Expresión gestual: señalar. 90

Figura 5.23 Expresión gestual: Aprobación..... 91

Figura A.1 Tabla: Promedios de la longitud, anchura de la mano y longitud de la palma de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 96

Figura A.2 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 96

Figura A.3 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 97

Figura A.4 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 97

Figura A.5 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 97

Figura A.6 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de hombres, expresada en [mm]. [7]..... 98

Figura B.1 Tabla: Promedios de la longitud, anchura de la mano y longitud de la palma de mujeres, expresada en [mm]. [7]..... 98

Figura B.2 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de mujeres, expresada en [mm]. [7] 99

Figura B.3 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de mujeres, expresada en [mm]. [7] 99

Figura B.4 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de mujeres, expresada en [mm]. [7] 100

Figura B.5 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de mujeres, expresada en [mm]. [7] 100

Figura B.6 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de mujeres, expresada en [mm]. [7]..... 100

Índice de Tablas

Tabla 1.1 Características generales de prótesis comerciales de mano. [2] 6

Tabla 1.2 Características generales de prótesis comerciales de mano. [2] 7

Tabla 1.3 Características de apriete y cinemática de las prótesis de manos revisadas. [2]..... 8

Tabla 1.4 Características de apriete y cinemática de las prótesis de manos revisadas. [2]..... 9

Tabla 1.5 Velocidad de flexión y extensión para los dedos de las prótesis estudiadas. [2].... 14

Tabla 1.6 Fuerzas individuales de los dedos para las prótesis estudiadas. [2]..... 16

Tabla 1.7 Fuerzas promedio en agarre lateral y palmar para los prototipos revisados. [2]..... 17

Tabla 1.8 Fuerzas promedio en agarre de fuerza para los prototipos revisados. [2]. 17

Tabla 2.1 Fuerza promedio de agarre estático en la punta de los dedos. 49

Tabla 3.1 Movimientos y amplitud para los dedos de la prótesis. 53

Tabla 3.2 Medidas en milímetros de las falanges distal, media y proximal para cada uno de los dedos de la prótesis. 58

Tabla 3.3 Componentes de la Prótesis. 58

Tabla 3.4 Componentes antebrazo 59

Tabla 4.1 Lista de atributos distribuidos en objetivos, restricciones y funciones. 61

Tabla 4.2 Distribución de los objetivos divididos en los aspectos de Apariencia, Seguridad, Costo y Desempeño. 61

Tabla 4.3 Comparación de características del diseño según categoría y peso 62

Tabla 4.4 Comparación de atributos en la categoría de Desempeño 62

Tabla 4.5 Comparación de atributos en la categoría de Seguridad 63

Tabla 4.6 Comparación de atributos en la categoría de Apariencia..... 63

Tabla 4.7 Comparación de atributos en la categoría de Costo..... 63

Tabla 4.8 Tabla de resultados de peso para cada atributo en las alternativas presentadas..... 64

Tabla 5.1 Componentes ensamble Prótesis..... 76

Tabla 5.2 Componentes ensamble Soporte..... 78

1 Capítulo 1: Marco Teórico

1.1 Introducción

El presente trabajo de título se realizó con la finalidad de desarrollar y construir, a través de métodos de impresión 3D, un prototipo de prótesis de mano con la capacidad de realizar agarre adaptativo de objetos. Esta capacidad se logra gracias a un mecanismo de poleas que permite la reducción en la cantidad de actuadores necesarios para accionar el movimiento de los dedos meñique, anular y medio.

En la actualidad, los avances tecnológicos han permitido generar grandes cambios en cuanto a los aparatos ortopédicos mecánicos. En particular, en lo que refiere a prótesis de mano, cada año salen nuevos productos y actualizaciones de las ya existentes, pero suelen presentar problemas como los que se mencionan a continuación:

- El principal obstáculo de las prótesis mecánicas de mano es su alto costo monetario, lo que impide que estas sean accesibles para todas las personas que las requieren.
- Conjuntamente, aquellos productos que tienen precios menores tienen, en general, menores prestaciones que aquellos de mayor costo.
- Además, se presentan problemas en cuanto a la poca similitud en los movimientos y las capacidades que entrega la prótesis en comparación con las de una mano real. Esto significa que para realizarlos, se requiere una gran cantidad de actuadores.
- Lo anterior deriva en otro importante problema en estos aparatos ortopédicos: un mayor peso y, por ende, una menor comodidad en su uso. Este último punto se debe a que el brazo no está diseñado para soportar de manera constante el peso extra que representa la prótesis.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Desarrollar un prototipo de prótesis de mano con sistema de agarre adaptativo para uso general en personas que presenten amputación a nivel de desarticulación de muñeca.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Identificar y evaluar las manos prostéticas que existen actualmente en el mercado y en centros de investigación.
- Definir las capacidades y especificaciones reales (fuerza de agarre, rango de movilidad, peso, tamaño) de la mano humana.
- Definir las capacidades y especificaciones de la prótesis.
- Diseñar prótesis considerando las restricciones establecidas.
- Construir un prototipo funcional de la prótesis con sistema de agarre adaptativo.

1.3 Breve Reseña Histórica.

La búsqueda de una mejor calidad de vida, ya sea desde el punto de vista estético (aceptación de los pares) como desde el punto de vista funcional, ha estimulado al ser humano a generar soluciones para los diversos problemas que se han visto provocados por la falta -parcial o total- de alguna parte del cuerpo [1].

Así, las primeras prótesis datan del antiguo Egipto, donde se han encontrado réplicas pertenecientes a dedos del pie. Estas fueron descubiertas en momias enterradas en el país mencionado. El material de estos artefactos era principalmente madera complementaba con cuero.

En coherencia con los hechos históricos, a partir de la Edad Media y el oscurantismo científico de la época no se han encontrado avances en prótesis, ni en términos estéticos ni referentes a la funcionalidad.

Sin embargo, a partir de la Primera Guerra Mundial, y gracias a las mejoras en medicina, los soldados mutilados y heridos sobrevivían a las secuelas del conflicto bélico. Esto, empero, generó un problema a largo plazo, ya que los discapacitados de guerra se convirtieron en una amenaza al sistema de pensiones y/o sistemas de seguridad social; esto último motivó a los encargados de las fuerzas armadas y los políticos de la época a buscar la reincorporación de los afectados al sistema laboral, lo que dejó en evidencia la necesidad latente de generar prótesis más funcionales que estéticas.

Esta exigencia de prótesis con mayores prestaciones y más eficientes potenció ampliamente el desarrollo de la robótica y la búsqueda de acercarla cada vez más a las personas. A partir de esto se forjó lo que hoy se conoce como biónica y se estimuló el crecimiento explosivo en la construcción de prótesis que, actualmente, ya responden a los estímulos nerviosos del cerebro.

1.4 Estado del Arte: Prótesis Actuales

En la actualidad existe una gran variedad de prótesis mecánicas de mano para casos de amputación a nivel de desarticulación de muñeca. El desarrollo en los últimos veinte años se ha traducido en dispositivos manuales más hábiles; pese a ello, los productos generados carecen de un equilibrio entre funcionalidad, durabilidad, apariencia estética y accesibilidad (precio) [2].

Algunos ejemplos de los prototipos actuales son la *SensorHand* y la *Michelangelo* de *Otto Bock*; las *iLimb* en varias versiones, producidas por *Touch Bionics* y las *Bebionic*, desarrolladas por *RSL Steeper*, entre otras. En la presente sección se hará una revisión detallada de las manos *Vincent*, *iLimb*, *iLimb Pulse*, *Bebionic*, *Bebionic v2* y *Michelangelo* [2], las que se muestran en la *Figura 1.1* y representan los últimos desarrollos en las manos comerciales mioeléctricas.

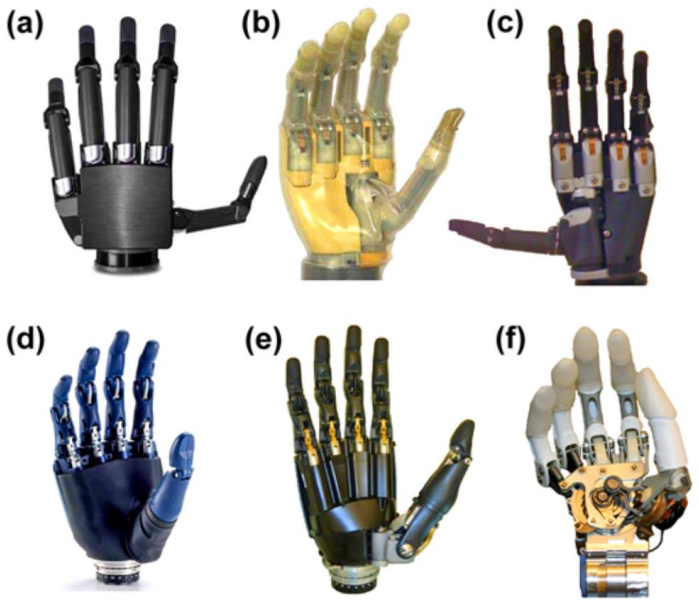

Figura 1.1 Prótesis de manos comerciales a ser revisadas en esta tesis, **a)** Mano Vicent de *Vincent Systems*, **b)** Mano iLimb de *Touch Bionics*, **c)** iLimb Pulse de *Touch Bionics*, **d)** Mano Bebionic de *RSL Steeper*, **e)** Mano Bebionic v2 de *RSL Steeper*, y **f)** Mano Michelangelo de *Otto Bock*. Todas las manos se encuentran sin su recubrimiento estético. **[2]**

Joseph T. Belter, magíster en ciencias del Departamento de Ingeniería Mecánica y Ciencias de Materiales de la Universidad de Yale, realizó una revisión de algunas de las prótesis de mano existentes en el mercado en el año 2013. A partir de la información recogida y aunada por Belter en su revisión [2] se conocen características físicas y propiedades generales de las manos antes mostradas, las cuales se presentan en las *Tabla 1.1*, *Tabla 1.2*, *Tabla 1.3* y *Tabla 1.4*. Estas tablas se generan con el fin de comparar datos empíricos recogidos para las prótesis de manos comerciales. La *Tabla 1.1* y *Tabla 1.2*, presentan una descripción general del diseño mecánico, mientras que la *Tabla 1.3* y *Tabla 1.4* presenta las fuerzas de agarre (apriete) y cinemática de los dedos alcanzables para cada mano.

Tal como se ve en las tablas mencionadas, el peso promedio de las prótesis de manos que se comercializan se encuentra entre los $445\,[g]$ y los $542\,[g]$, lo que dependerá directamente de las dimensiones de las extremidades adquiridas, así como de la cantidad de actuadores incorporados y de las características del motor que lo gobierna, entre otras variables. De esta forma, en términos comparativos, el peso promedio de una mano real ronda entre los $350[g]$ y los $540\,[g]$, por lo que las magnitudes obtenidas en los prototipos se acercan lo suficiente a la realidad como para deducir que no se alterará la morfo-funcionalidad ni las características anatómicas del receptor. Ahora bien, si se incluyen los elementos protectores y estéticos, el peso de las manos asciende aproximadamente en un 20% [2], por lo que se infiere que se podrá ver un impacto evidente en la musculatura del receptor.

En general, los prototipos presentados tienen once articulaciones y seis grados de libertad; sólo las prótesis de Michelangelo tienen seis articulaciones y, por ende, menos grados de libertad, que se limitan únicamente a dos. Esto último impacta directamente en la funcionalidad de los ejemplares: las manos que presentan seis grados de libertad contienen agarres adaptativos, no así la mano más limitada (la Mano de Michelangelo no presenta este agarre).

Tabla 1.1 Características generales de prótesis comerciales de mano. **[2]**

	Desarrollador	**Peso [g]**	**Tamaño global**	**Agarre adaptativo**
Mano Sensor (2011)	Otto Bock	350-500	7-8 1/4*	No
Mano Vincent (2010)	Vincent Systems	-	-	Si**
iLimb (2009)	Touch Bionics	450-615	180-182 mm largo, 80-75 mm ancho, 35-41 mm grosor	Si**
iLimb Pulse (2010)	Touch Bionics	460-465	180-182 mm largo, 80-75 mm ancho, 35-41 mm grosor	Si**
Bebionic (2011)	RSL Steeper	495-539	198 mm largo, 90 mm ancho, 50 mm grosor	Si**
Bebionic v2 (2011)	RSL Steeper	495-539	190-200 mm largo, 84-92 mm ancho, 50 mm grosor	Si**
Michelangelo (2012)	Otto Bock	~420	-	No

** Tamaño de guantes de Otto Bock medidos en pulgadas desde la base de la palma hasta la punta del dedo medio.*

*** Control adaptativo realizado mediante control electrónico de torque, distinto del acoplamiento mecánico adaptativo.*

Tabla 1.2 Características generales de prótesis comerciales de mano. **[2]**

	Numero de Uniones	**Grados de Libertad**	**Numero de Actuadores**	**Métodos de Operación**	**Método de Acoplamiento de la Articulación**
Mano Sensor (2011)	2	1	1	Motor DC	Fijación por Apriete
Mano Vincent (2010)	11	6	6	Motor DC - Tornillo Sinfín	Vinculación que Abarca desde MCP a PIP
iLimb (2009)	11	6	5	Motor DC - Tornillo Sinfín	Tendón de Enlace desde MCP a PIP
iLimb Pulse (2010)	11	6	5	Motor DC - Tornillo Sinfín	Tendón de Enlace desde MCP a PIP
Bebionic (2011)	11	6	5	Motor DC - Husillo	Vinculación que Abarca desde MCP a PIP
Bebionic V2 (2011)	11	6	5	Motor DC - Husillo	Vinculación que abarca desde MCP a PIP
Michelangelo (2012)	6	2	2	-	Diseño de Cámara con Enlaces a Todos los Dedos

DC: corriente continua, MCP: falange metacarpiana, PIP: interfalange proximal.

Tabla 1.3 Características de apriete y cinemática de las prótesis de manos revisadas. **[2]**

	Fuerza de Agarre			**Tipo de agarre**	
	Agarre de Precisión [N]	**Agarre de Fuerza [N]**	**Pinza Lateral [N]**	**Velocidad de Dedo/Agarre**	**Posibilidades de Agarre**
Mano Sensor (2011)	NA	100	NA	Hasta 300 [mm/s] en la punta	Fuerza
Mano Vincent (2010)	-	-	-	-	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral
iLimb (2009)	10.8	-	17-19,6	200 [mm/s]	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral
iLimb Pulse (2010)	-	136	-	1,2 [s]	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral
Bebionic (2011)	34	75	15	1,9 [s] (Agarre de Fuerza), 0,8 [s] (Agarre Tridigital), 1,5-1,7 [s] (Presa Pulpo-Lateral)	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral
Bebionic v2 (2011)	34	75	15	0,9 [s] (Agarre de Fuerza), 0,4 [s] (Agarre Tridigital), 0,9 [s] (Agarre Pulpo-Lateral)	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral
Michelangelo (2012)	70	NA	60	-	Oposición, lateral, modo natural

NA: No aplicable

Tabla 1.4 Características de apriete y cinemática de las prótesis de manos revisadas. **[2]**

	Rango de Movimiento					
	Unión MCP [º]	**Unión PIP [º]**	**Unión DIP [º]**	**Flexión del Pulgar [º]**	**Circunvalación del Pulgar [º]**	**Eje de Circunvalación del Pulgar [º]**
Mano Sensor (2011)	0-70*	NA	NA	0-70*	NA	No Presenta
Mano Vincent (2010)	0-90*	0-100*	NA	-	-	Paralela al Eje de la Muñeca
iLimb (2009)	0-90*	0-90*	~20	0-60*	0-95*	Paralela al Eje de la Muñeca
iLimb Pulse (2010)	0-90*	0-90*	~20	0-60*	0-95*	Paralela al Eje de la Muñeca
Bebionic (2011)	0-90	oct-90	~20	-	0-68	Paralela al Eje de la Muñeca
Bebionic v2 (2011)	0-90*	0-90*	~20	-	0-68	Paralela al Eje de la Muñeca
Michelangelo (2012)	0-35*	NA	NA	-	-	Eje Compuesto

** Estimación basada en imágenes y videos*

DIP: interfalange distal, MCP: falange metacarpiana, NA: No aplicable, PIP: interfalange proximal.

Las pruebas realizadas por el equipo de Belter a las prótesis comerciales arrojan resultados para peso, métodos de actuación, tipos de motor y embalaje, entre otras (los cuales se pueden ver con amplio detalle directamente en el estudio [2]). En particular, se revisará en este documento la cinemática de los dedos.

De este modo, a continuación se presentan definiciones de articulaciones que permiten describir la cinemática de los dedos, junto a su representación gráfica *Figura 1.2*:

- DIP:
  - Distal InterPhalange, por sus siglas en inglés.
  - Articulación interfalángica distal.
- MCP:
  - MetaCarpal Phalange, por sus siglas en inglés.
  - Articulación falange-metacarpiano.
- PIP:
  - Proximal InterPhalange, por sus siglas en inglés.
  - Articulación interfalángica proximal.

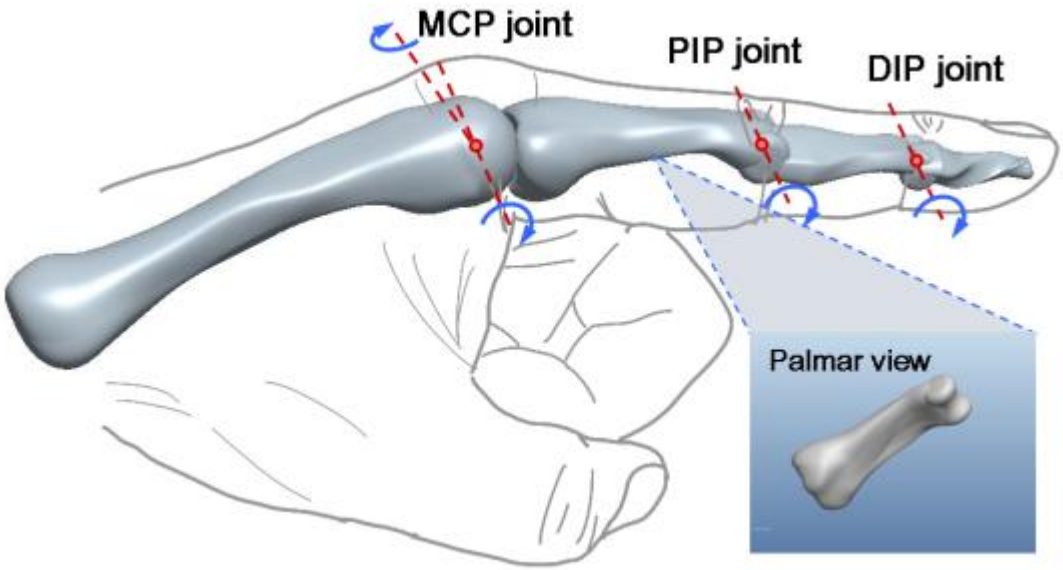

Figura 1.2 Representación gráfica de las articulaciones de los dedos. Modelo 3D del dedo índice de una mano escaneada por láser. **[3]**

Ahora bien, a diferencia de las manos humanas[1], cinco de las seis manos comerciales probadas presentan una articulación proximal, similar a la falange metacarpiana humana (MCP), y una única articulación distal que toma la forma tanto de la interfalange proximal humana (PIP) como de la interfalange distal (DIP). Respecto a la sexta mano estudiada, los dedos de Michelangelo consisten en un único segmento de dedo, el cual es accionado en un punto único, como el de la articulación MCP humana. Esto último se ve en la *Figura 1.3 d).*

Belter determinó las características de movimientos para los otros modelos, los cuales se describen a continuación y se presentan esquemáticamente en las *Figura 1.3 a), b) y c).*

[1] Para más detalles de las articulaciones de las manos humanas, ver Capítulo 2: La Mano Humana.

- Los dedos de las prótesis iLimb, Vincent, Bebionic y Bebionic v2 tienen un movimiento fijo relativo entre sí.
- Aunque estas manos usan una forma de un enlace de cuatro barras, cada una tiene un método distinto de acoplar el movimiento del PIP al movimiento de la articulación MCP.
  - Vincent (*Figura 1.3 a)*)
    - El dedo de Vincent utiliza dos enlaces de alambre situados externamente, los cuales están montados entre la base del dedo y el eslabón distal.
    - Este mecanismo de articulación de cuatro barras es común entre los diseños de dedos robóticos completamente accionados.
  - iLimb y iLimb Pulse (*Figura 1.3 b)*)
    - Las manos iLimb y iLimb Pulse utilizan un sistema de tendones en el que un lazo de cable fibroso se envuelve alrededor de una superficie de apoyo montada en la base del dedo.
    - El extremo distal del bucle del tendón está unido al eslabón distal y guiado por dos rodillos pequeños. Los rodillos ayudan a controlar el brazo del momento creado por el tendón, a través de la articulación PIP.
  - Bebionic y Bebionic v2 (*Figura 1.3 c)*)
    - El Bebionic y Bebionic v2 utilizan un sistema similar de vinculación de cuatro barras al dedo de Vincent, pero utilizan una sola biela de plástico entre la base y el eslabón distal que discurre directamente por el centro del segmento proximal del dedo.

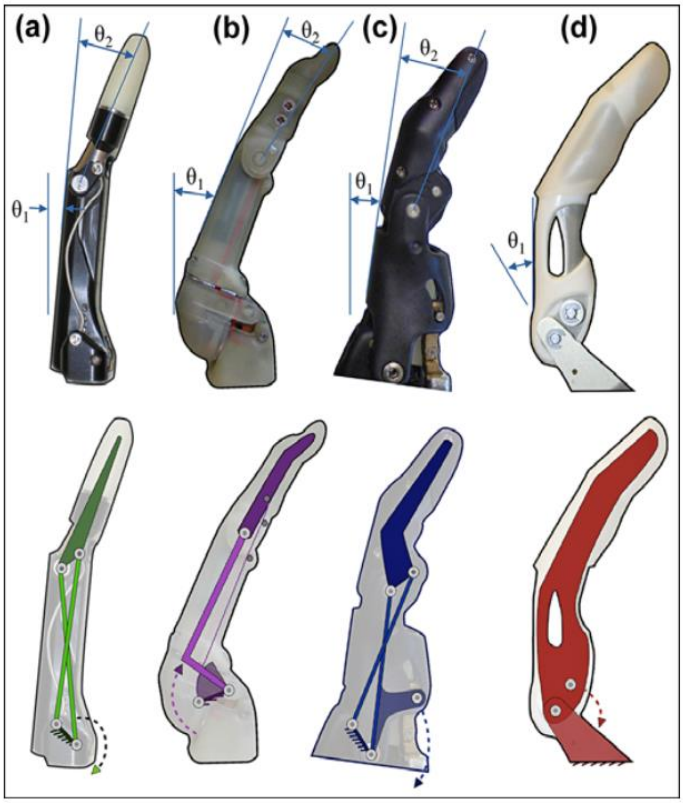

Figura 1.3 Ilustraciones de mecanismos utilizados para definir las relaciones de movimiento para las prótesis comerciales de mano estudiadas. Imágenes digitales comerciales (parte superior) y modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento de la articulación del dedo (parte inferior). **a)** Vincent (*Vincent Systems*), **b)** iLimb y iLimb Pulse (*Touch Bionics*), **c)** Bebionic v2 y Bebionic (*RSL Steeper*), y **d)** Michelangelo (*Otto Bock*). Θ1 = ángulo de la articulación de la falange metacarpiana, Θ2 = ángulo de la articulación de la interfalange proximal. **[2]**

Además de las características del movimiento, Belter obtuvo la relación de acoplamiento de las juntas PIP a DIP mediante el análisis de video del desplazamiento del dedo durante un solo movimiento de flexión/extensión del dedo, con apoyo numérico del software MATLAB.

- Cabe destacar que, en el movimiento de la mano humana, la relación de acoplamiento (MCP a PIP) es diferente durante los movimientos de agarre según sea el tamaño de los objetos. En el *Capítulo 2: La Mano Humana,* subcapítulo *2.3 Posibilidades de acción de la mano* se ejemplifica las distintas relaciones de acoplamiento en función del tipo de agarre.

- En relación con los ángulos, se tiene:
  - Vincent:
    - El dedo de Vincent tenía una relación de acoplamiento lineal de cambio de ángulo PIP a cambio de ángulo MCP de 1,27.
    - La meseta en el potenciómetro de Vincent forma 125° a 130° del movimiento de PIP correspondió a los límites duros del recorrido para el acoplamiento distal, mientras que el acoplamiento proximal continuó en un movimiento de flexión y, por lo tanto, no fue incluido en el ajuste lineal.
  - iLimb y Bebionic v2
    - Las manos iLimb y Bebionic v2 tuvieron un cambio de ángulo PIP similar a las relaciones de cambio de ángulo MCP de 1,09 y 1,14, respectivamente.
    - La relación PIP a MCP controla cómo los dedos se envuelven alrededor de objetos de diferente tamaño.

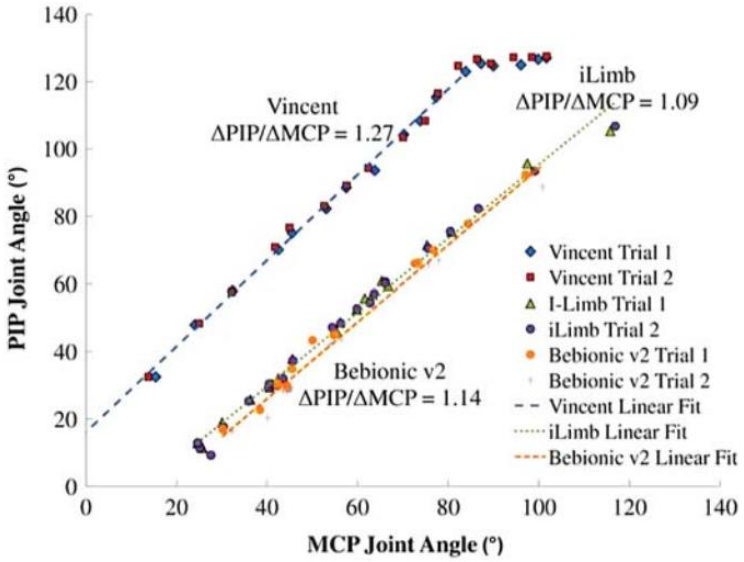

Figura 1.4 La figura muestra los resultados, incluyendo un ajuste lineal, para la relación de acoplamiento para cada dedo de las prótesis de mano estudiadas. Las manos Vincent (*Vincent Systems*), iLimb (*Touch Bionics*) y Bebionic v2 (*RSL Steeper*) presentan una relación lineal entre la falange metacarpiana (MCP) y la interfalange proximal (PIP) durante el movimiento de flexión/extensión. **[2]**

Con relación a la velocidad de flexión del dedo, Belter y su equipo midieron las velocidades individuales de flexión-extensión de los dedos (*Figura 2.5*) sobre la articulación MCP usando un potenciómetro montado externamente. Los resultados obtenidos, con sus

respectivas desviaciones estándar, se pueden ver en la *Tabla 1.5*; el promedio general de velocidad obtenidas corresponde a 78.2 $[^{o}/_{s}]$.

Tabla 1.5 Velocidad de flexión y extensión para los dedos de las prótesis estudiadas. **[2]**

Dedo	Velocidad Promedio [º/s]	Numero de Intentos	Desviación Estándar
Vincent Anular, Medio E Índice	103,3	2	3,0
Vincent Meñique	87,9	2	5,1
iLimb Medio	81,8	4	3,3
iLimb Anular, Índice	95,3	2	3,4
iLimb Meñique	95,4	2	2,6
iLimb Pulse Pulgar	110,6	4	4,1
iLimb Pulse Índice, Medio	60,5	4	1,8
iLimb Pulse Anular	74,3	4	2,8
iLimb Pulse Meñique	82,2	4	4,0
Bebionic Pulgar	36,6	16	7,7
Bebionic Anular, Medio E Índice	45,8	8	2,2
Bebionic Meñique	37,8	8	5,2
Bebionic v2 Anular, Medio E Índice	96,4	2	0,4
Michelangelo Índice	86,9	4	2,8

Las fuerzas individuales del dedo se midieron usando una célula de carga calibrada. Para las mediciones de dedos individuales la célula de carga se colocó en la punta de cada dedo, con estos en posición totalmente extendida. De este modo, toda la mano fue comandada para que cierre a plena potencia y luego se libere. Lo anteriormente descrito presenta fuerzas *peak* para el impacto, no obstante, sólo se consideraron los valores de las fuerzas constantes correspondientes a los mostrados en la *Tabla 1.6, Tabla 1.7* y *Tabla 1.8.*

La fuerza de sujeción se midió en las manos comerciales utilizando un dinamómetro de pinza para el agarre de precisión y un dinamómetro para agarre lateral y de potencia. Además, todos los dispositivos fueron calibrados en el rango de cargas experimentado durante cada prueba. Cabe mencionar que la fuerza de sujeción individual del dedo no se midió para la mano de Michelangelo. Para conocer los distintos tipos de presa, véase *Capítulo 2: La Mano Humana*, subcapítulo *2.3 Posibilidades de acción de la mano.*

Tabla 1.6 Fuerzas individuales de los dedos para las prótesis estudiadas. **[2]**

Dedo	Fuerza [N]	Numero de Intentos	Desviación Estándar
Vincent Anular, Medio E Índice	4,82 u 8,44*	14 u 8*	0,8 o 1,3*
Vincent Meñique	3,00	2	0,1
iLimb Medio	7,66	2	0,2
iLimb Anular, Índice	5,39	4	0,1
iLimb Meñique	5,17	2	0,1
iLimb Pulse Índice	4,15 o 6,54*	1	-
iLimb Pulse Medio	3,09 o 6,24	2 o 2*	0,7 o 0,4*
iLimb Pulse Anular	6,43 o 11,18	2 o 2*	0 o 0,3*
iLimb Pulse Meñique	4,09 o 8,56	2 o 2*	0,1 o 0*
Bebionic Índice	12,47	1	-
Bebionic Medio	12,25	2	1,0
Bebionic Anular	12,53	2	1,1
Bebionic Meñique	16,11	2	0,2
Bebionic v2 Anular, Medio E Índice	14,50	2	1,2

** Fuerza de retención después del "modo de pulso" ***

*** Las manos Vincent e iLimb Pulse usan el "modo de pulso" para incrementar la fuerza de sujeción individual de los dedos.*

Tabla 1.7 Fuerzas promedio en agarre lateral y palmar para los prototipos revisados. **[2]**.

Mano	Agarre lateral			Agarre Palmar		
	Fuerza Total [N]	**Numero de Intentos**	**Desviación Estándar**	**Fuerza Total [N]**	**Numero de Intentos**	**Desviación Estándar**
iLimb Pulse	17,04 o 32,10*	3 o 3*	2,8 o 2,0*	10,82 o 17,11*	2 o 2*	0,5 o 0,3*
Bebionic	17,61	1	-	29,47	1	-
Bebionic v2	16,4	4	3,2	22,53	4	1,5
Michelangelo	50,84	4	3,1	78,14	8	4,4

** Fuerza de retención después del "modo de pulso" ***

*** Las manos Vincent e iLimb Pulse usan el modo de pulso para incrementar la fuerza de sujeción individual de los dedos.*

Tabla 1.8 Fuerzas promedio en agarre de fuerza para los prototipos revisados. **[2]**.

Mano	Agarre de Fuerza		
	Fuerza Total [N]	**Numero de Intentos**	**Desviación Estándar**
iLimb Pulse	Agarre Grande: 65,25 o 71,44* Agarre Pequeño: 50,81*	Agarre Grande: 1 o 2* Agarre Pequeño: 1	Agarre Grande: 1 o 4* Agarre Pequeño: -
Bebionic	77,37	1	-
Bebionic v2	62,4	6	10,3
Michelangelo	Tipo de Agarre Inalcanzable	Tipo de Agarre Inalcanzable	Tipo de Agarre Inalcanzable

** Fuerza de retención después del "modo de pulso" ***

*** Las manos Vincent e iLimb Pulse usan el "modo de pulso" para incrementar la fuerza de sujeción individual de los dedos.*

Belter y su equipo, al finalizar la investigación, determinan una serie de características mínimas necesarias para el diseño mecánico de las manos protésicas antropomórficas, algunas de las cuales se enuncian a continuación:

- El peso total de la prótesis debe ser inferior a $500\,[g]$, incluyendo mecanismo, guante y electrónica. Una mano protésica más ligera es particularmente mejor para personas con amputación de alto nivel debido a restricciones de potencia y peso de todo el brazo protésico.
- Actualmente se prefieren los diseños cinemáticos de dedos simples y robustos por sobre diseños de dedos anatómicamente correctos.
- La aducción accionada del pulgar es altamente deseable ya que permite el control activo de la postura, como pasar del agarre lateral al agarre palmar.
- Se recomienda una fuerza máxima de pinzamiento en la punta del dedo de 65 [N] durante el agarre palmar.
- En términos de velocidad, $230\left[{}^{\circ}/_{s}\right]$ se debe lograr con una prótesis de alto rendimiento, mientras que $115\left[{}^{\circ}/_{s}\right]$ es una velocidad mínima aceptable.
- Manos de agarre altamente prácticas deben diseñarse con un bajo numero de actuadores con transmisiones que permitan todas las posturas de agarre funcionales.

2 Capítulo 2: La Mano Humana

Para el desarrollo de este trabajo se necesita de un conocimiento exhaustivo de la mano humana. Por ello, durante los siguientes párrafos se realiza un resumen de los aspectos más importantes a analizar de la mano en base a estudios sobre anatomía humana [4], [5].

Como punto primordial, para la construcción de un prototipo de esta extremidad se debe considerar que se encuentra formada por tres grupos óseos distintos: el carpo, el metacarpo, y las falanges *(Figura 2.1)*. Cabe mencionar que, según los alcances que se esperan, el estudio se centrará sobre todo en este último grupo, con el fin de lograr la mayor exactitud anatómica y de acción en los prototipos.

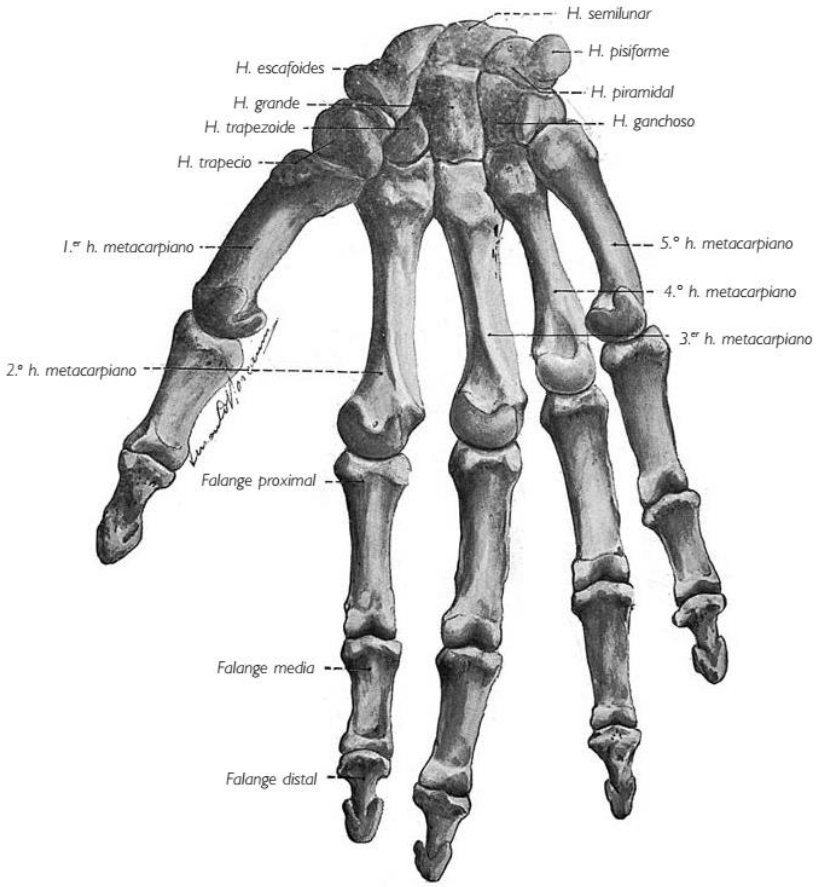

Figura 2.1 Esqueleto de la mano (vista palmar). **[4]**

Las falanges son los huesos que componen los cinco dedos de la mano: el pulgar, el índice, el medio, el anular y el meñique. Todos los dedos están compuestos por tres falanges: proximal, media y distal *(Figura 2.2)*. A excepción del pulgar, que está compuesto por dos (media y distal).

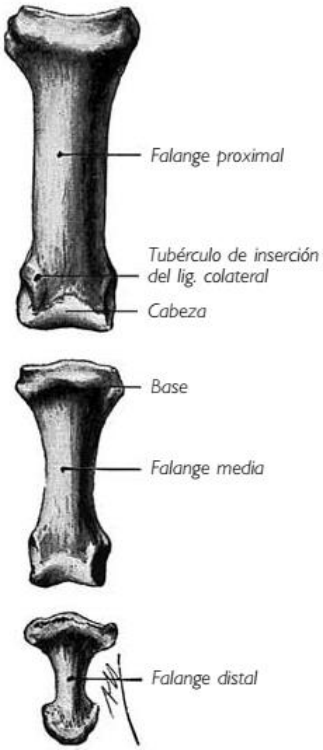

Figura 2.2 Falange proximal, media y distal. **[4]**

Por otra parte, están las articulaciones que cumplen la función de unión entre sí de huesos, cartílagos y dientes, además de facilitar y permitir libertad de movimiento. De las articulaciones presentes en la mano, las necesarias para la unión y, por ende, para el movimiento de los dedos, son las *Articulaciones Metacarpofalángicas* y las *Articulaciones Interfalángicas* (*Figura 2.3*).

Por un lado, las metacarpofalángicas se refieren a la unión entre los huesos metacarpianos y las falanges proximales en cada dedo, los que se acoplan mediante dos ligamentos principales. Los primeros son los colaterales, que se encuentran situados en la cara lateral y medial de la articulación, extendiéndose desde el hueso metacarpiano hasta la base de la falange. Los segundos ligamentos son los metacarpiano transverso profundo que unen los cuatro últimos dedos de la mano, se extienden desde el segundo al quinto hueso metacarpiano y cruzan la cara palmar de las articulaciones ya mencionadas.

Por otro lado, en el caso de las articulaciones interfalángicas existen dos en cada dedo, a excepción del dedo pulgar que presenta solo una. En el caso de los otros cuatro, cada articulación permite la unión entre la falange proximal y media, y la falange media con la

distal de cada dedo. Los ligamentos colaterales presentan, a su vez, las mismas características de las articulaciones metacarpofalángicas.

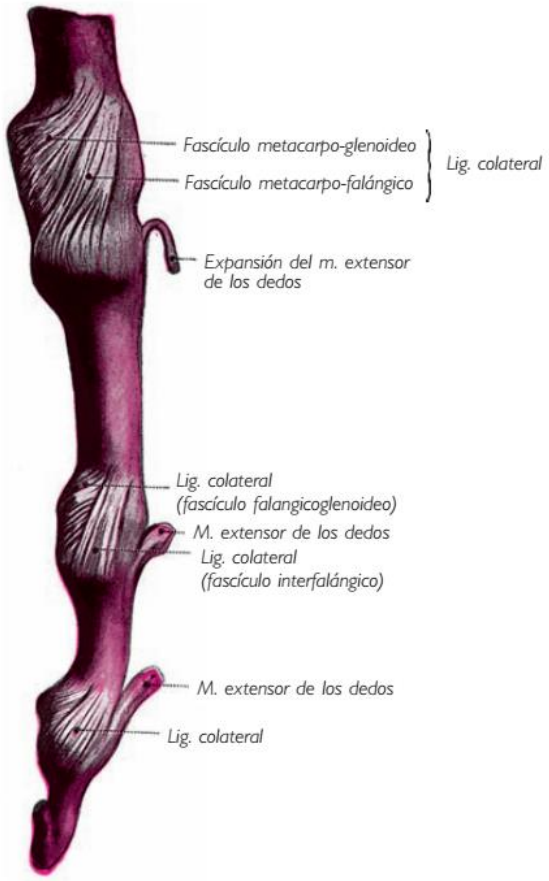

Figura 2.3 Articulación metacarpofalángica, Ligamentos colaterales y músculos extensores de los dedos (Vista lateral) **[4]**

Los movimientos de los dedos (*Figura 2.4*) se efectúan en torno a dos ejes principales: el eje transversal **AA'** en torno al cual se realizan los movimientos de Flexión-Extensión y el eje anterior-posterior **BB'** alrededor del cual se general los movimientos de abducción-aducción.

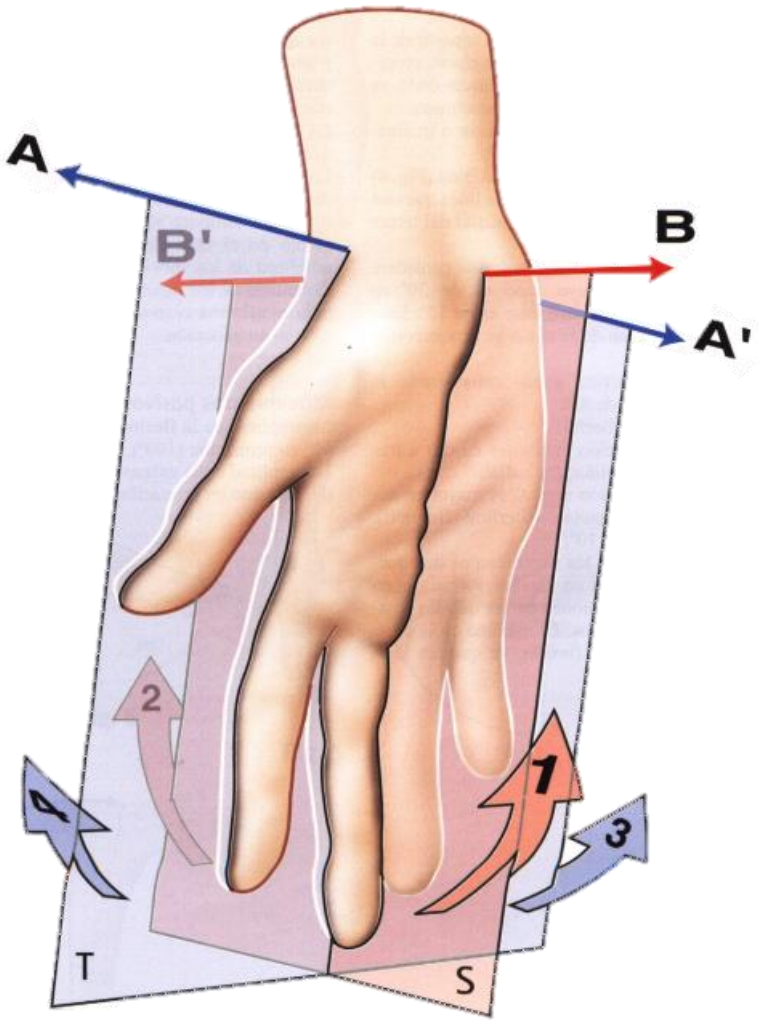

Figura 2.4 Movimientos y vistas de la mano. **A** y **A'**: Vista laterales. **B**: vista anterior. **B'**: vista posterior. **Hacia la punta de los dedos**: vista distal. **Hacia la muñeca**: vista proximal. **[5]**

Es necesario separar el estudio para el movimiento del pulgar (dedo bifalángico) al de los cuatro dedos restantes (dedos trifalángicos) debido a las condiciones falángicas antes mencionadas.

2.1 Movimiento de los Dedos Trifalángicos

En estos últimos, por medio de las articulaciones metacarpofalángicas, es posible efectuar movimientos según tres ejes: flexión - extensión, abducción - aducción y rotación.

2.1.1 Flexión – extensión

Es un movimiento efectuado en un eje transversal: se realiza con el dedo inicialmente estirado y al producirse una extensión provocada y pasiva, la falange se sitúa en un plano posterior al ocupado anteriormente, así, se alcanza una amplitud de 30º; en el caso de una extensión forzada este puede llegar a una amplitud de 90º. Cuando se realiza una flexión palmar de la falange proximal, el movimiento realizado puede llegar a tener una amplitud de 90º. La extensión total de este movimiento de flexión – extensión de la primera falange es de 30º+90º, es decir, 120º. Las particularidades de cada individuo hacen de estos valores muy relativos.

En el caso de las falanges media y distal, las articulaciones interfalángicas son de un solo eje, por lo que permiten solo un tipo de movimiento voluntario de flexión – extensión. En la práctica, el verdadero movimiento funcional es la flexión, relegando la extensión netamente al retorno a la posición de partida, situando las falanges media y distal en la prolongación del eje de la falange proximal, normalmente extendida. Las flexiones de la falange media y distal presentan amplitudes de entre 110º - 130º y 65º - 90º respectivamente**,** en la *Figura 2.5* se puede apreciar los rangos de movilidad de éstas.

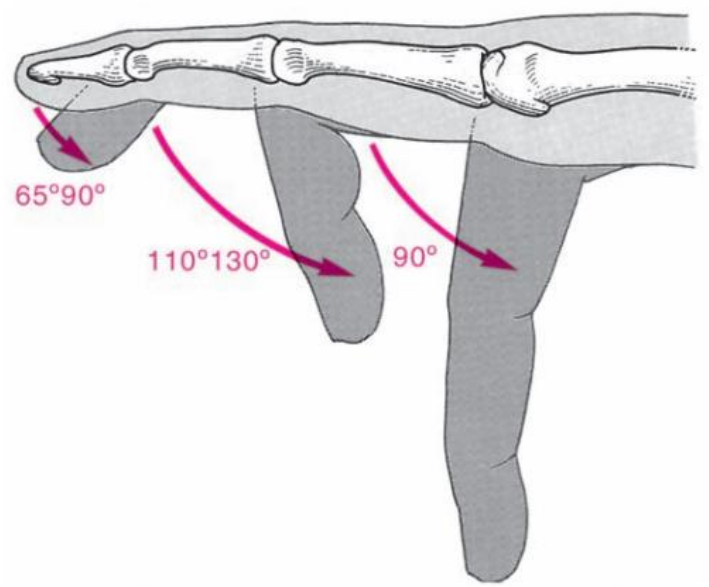

Figura 2.5 Movimiento de flexión – extensión de los dedos trifalángicos. Los ángulos de flexión de las falanges se indican en la figura. **[4]**

2.1.2 Abducción – aducción

Considerando el eje de la mano y de los dedos como la línea que pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio, la abducción de los dedos se considera como el movimiento de estos que los alejan de esa línea, mientras que la aducción es el movimiento que los aproxima.

En condiciones normales, los dedos presentan una movilidad máxima de abducción – aducción de 15º para el índice, 26º para el dedeo anular y 35º en el meñique *(Figura 2.6)*. Cuando los dedos se encuentran en hiperextensión, su movimiento se ve reducido. A su vez, si estos se encuentran flexionados, la abducción y la aducción no son posibles.

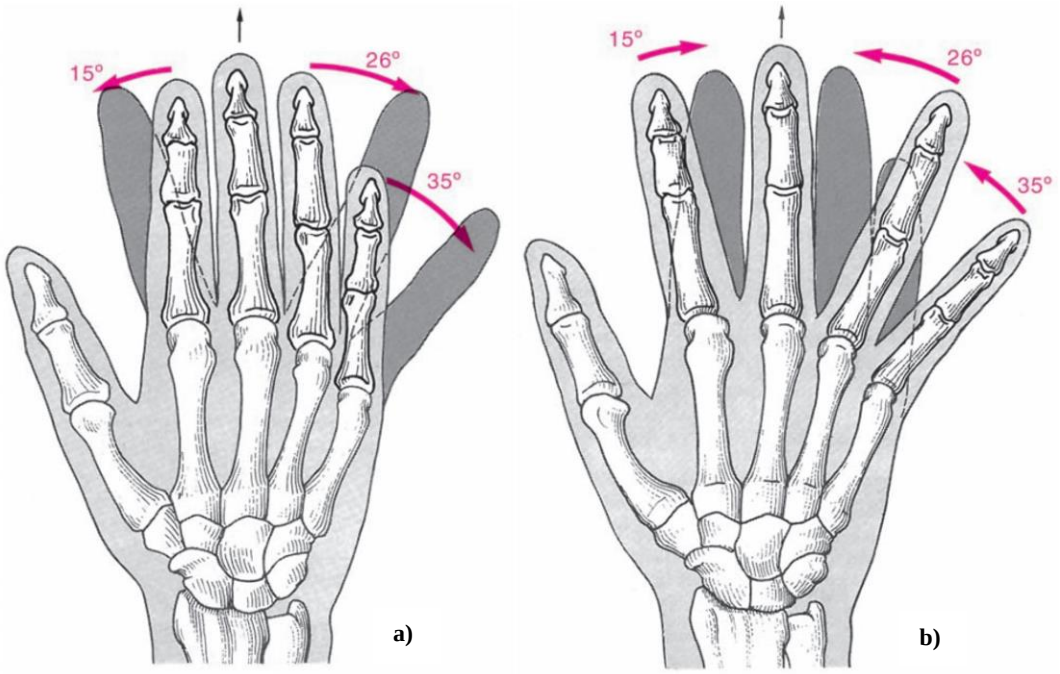

Figura 2.6 a) Movimiento de abducción de los dedos tri-falángicos. b) Movimiento de aducción de los dedos tri-falángicos. **[4]**

2.1.3 Rotación

Debido a la falta de músculos que lo permitan, una rotación activa es imposible para los dedos, aunque es posible confirmar cierto grado de rotación pasiva, la que permite la adaptación precisa de los dedos a la forma del objeto que se desea sujetar. Además, y de manera pasiva, es posible girar los dedos entre 50º y 80º alrededor de su eje.

2.2 Movimiento del Dedo Pulgar

El pulgar es considerado el dedo más importante debido a su función como pinza. Gracias a este, la mano puede realizar una gran variedad de acciones y movimientos de manera precisa. Sus principales movimientos son cuatro, a partir de los cuales se puede generar una combinación y generar una amplia variedad de posibles movimientos.

2.2.1 Abducción extensión / Aducción

El primer movimiento es la abducción-extensión que separa el dedo pulgar del eje de la mano, mientras que el segundo movimiento, la aducción, lo aproxima al eje de la mano. Sus amplitudes de movimiento son de 35 a 40º *(Figura 2.7).*

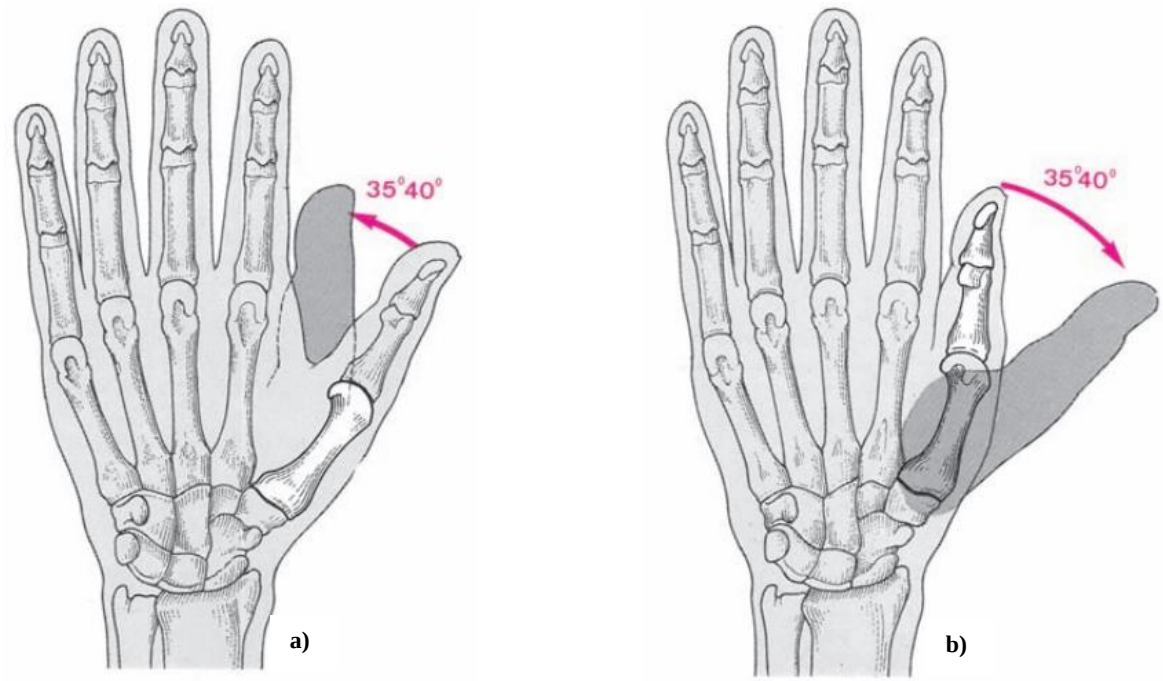

Figura 2.7 a) Movimiento de aducción del dedo pulgar. El dedo se dirige al encuentro de la cara lateral del dedo índice. **b)** Movimiento de abducción del dedo pulgar. El dedo pulgar se separa del dedo índice y de los otros dedos, ensanchando la paleta de la mano. **[4]**

2.2.2 Flexión-Oposición

La oposición *(Figura 2.8* ***b)****)* combinada con la flexión del dedo pulgar *(Figura 2.8* ***a)****)* representan el tercer movimiento y conducen al pulgar frente al dedo meñique. Este es un movimiento de presión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60º.

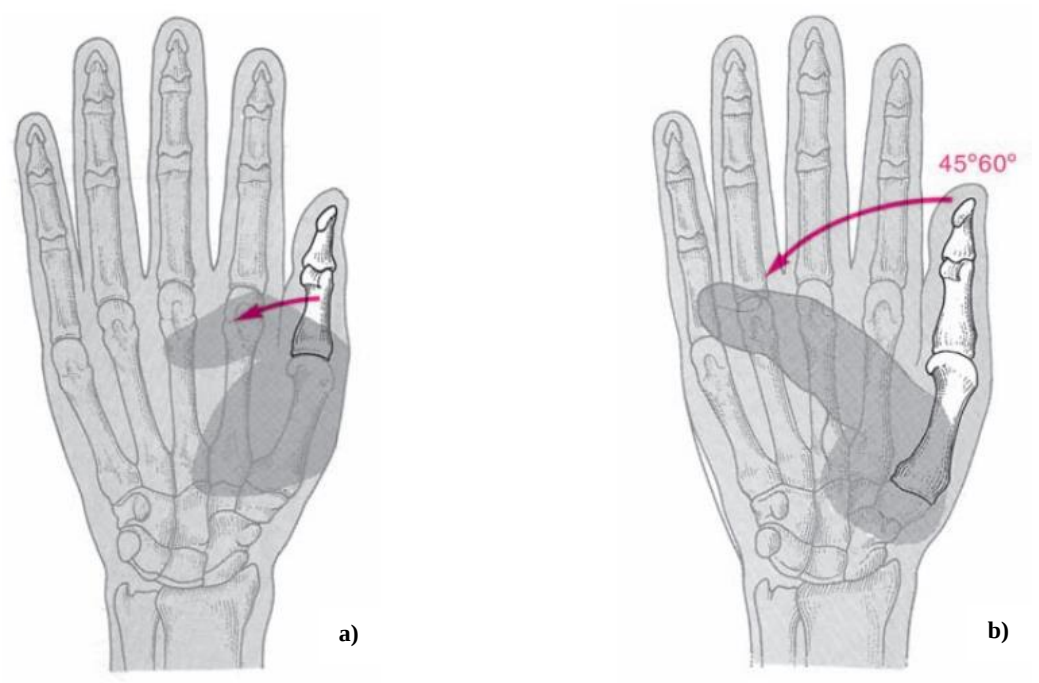

Figura 2.8 a) Flexión del dedo pulgar. **b)** Movimiento de oposición del dedo pulgar. El dedo pulgar es proyectado frente al dedo meñique. **[4]**

2.2.3 Reposición

Finalmente, la reposición (*Figura 2.9*), el cuarto movimiento principal del dedo pulgar, es el que lo devuelve a su posición inicial y su amplitud será necesariamente igual a la del movimiento que lo preceda.

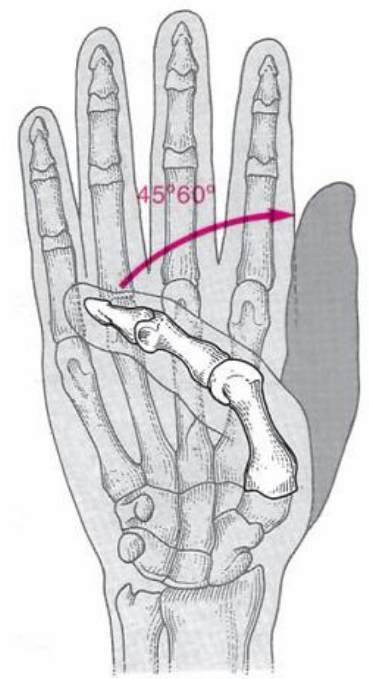

Figura 2.9 Reposición del dedo pulgar. El dedo pulgar regresa a la posición de aducción-extensión. **[4]**

2.3 Posibilidades de acción de la mano

2.3.1 Tipos de prensión[1]/agarre

"La compleja organización anatómica y funcional de la mano converge en la prensión; sin embargo, no existe un solo tipo de prensión, sino varios que se clasifican en tres grandes grupos:" [5]

En el siguiente esquema se clasifican los tres grandes grupos (*Figura 2.10*) y cada uno de los subgrupos que lo componen para ayudar al lector en la comprensión de estos.

[1] Prensión: Acción y efecto de prender algo.

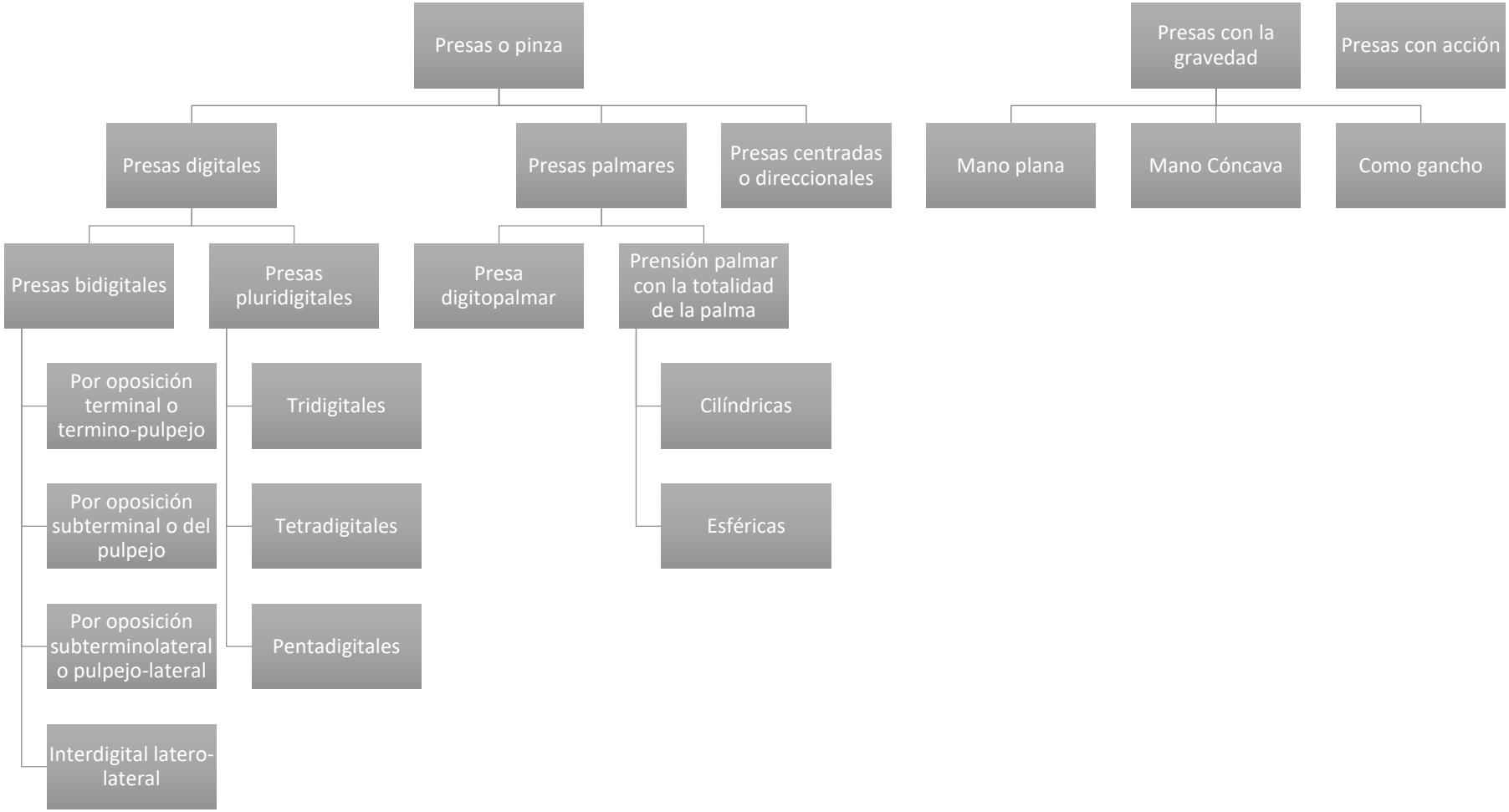

Figura 2.10 Esquema de los grandes grupos de prensión/agarre y sus subgrupos.

2.3.1.1 Presa[1] **o Pinza,** en estas estas no interviene la gravedad para ser ejecutadas. Se clasifican en 3 grupos: las presas digitales, las presas palmares y las presas centradas.

1) **Presas digitales**, estas a su vez se dividen en dos subgrupos:

   a) **Presas bidigitales**, se refiere a la clásica pinza pulgar-índice y existen tres tipos:

      i) Presa por **oposición terminal** o **termino-pulpejo** (*Figura 2.11*): es la pinza más fina y precisa, y permite sujetar objetos de pequeño calibre o muy finos. Esta acción se genera por la oposición entre el extremo del pulpejo del dedo pulgar y el dedo índice; en el caso de objetos extremadamente finos, estos se oponen por el borde de la uña. En este tipo de prensión es primordial un pulpejo elástico correctamente apuntalado a la uña.

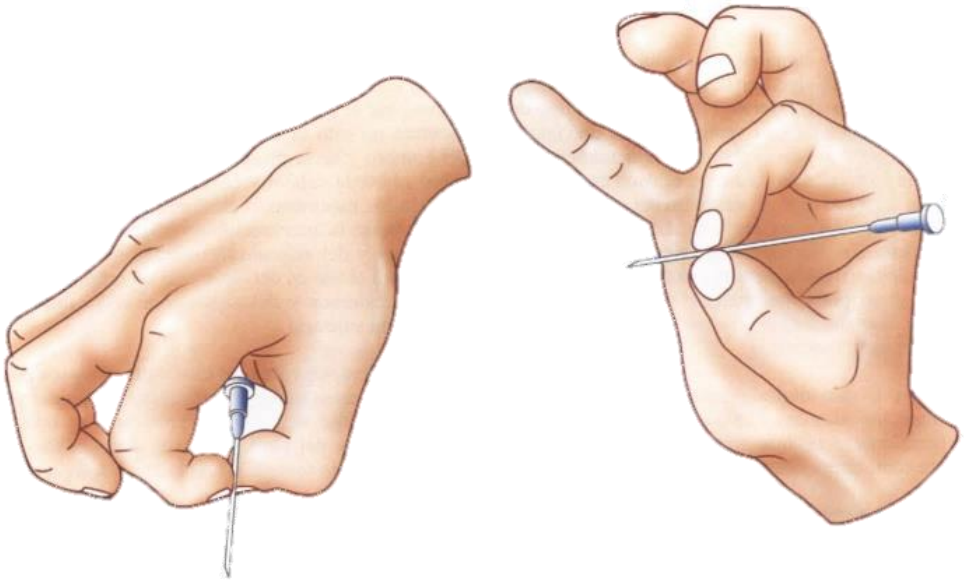

Figura 2.11 Presa por oposición terminal o termino-pulpejo**. [5]**

      ii) Prensión por **oposición subterminal** o del **pulpejo** (*Figura 2.12*): de las prensas bidigitales es el tipo más común. Permite la sujeción de objetos más gruesos como un lápiz o una hoja de papel. En esta prensión, el dedo pulgar y cualquiera de los otros dedos (generalmente el dedo índice) se oponen por la cara palmar del pulpejo.

[1] Presa: Acción de prender o tomar algo.

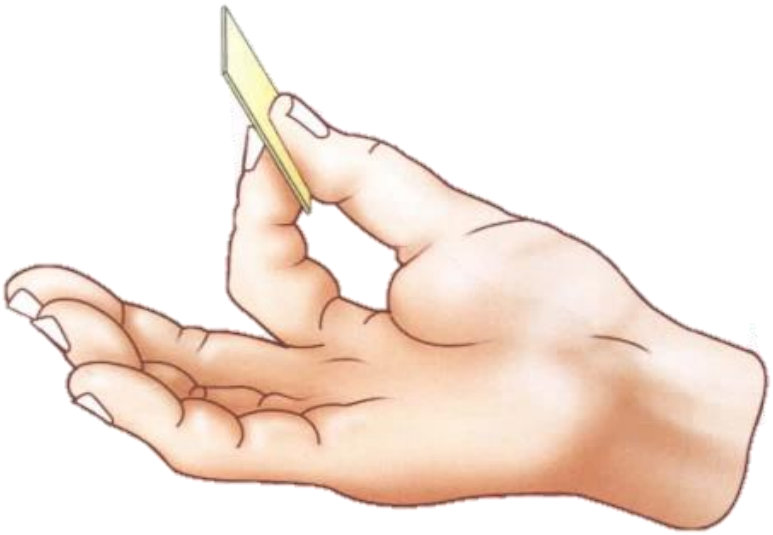

Figura 2.12 Prensión por oposición subterminal o del pulpejo. **[5]**

iii) Presa por **oposición subterminolateral** o **pulpo-lateral** (*Figura 2.13*): este tipo de presa puede sustituir la oposición terminal o sub-terminal cuando se han amputado las últimas dos falanges del dedo índice. No es una pinza tan fina como las anteriormente mencionadas pero sigue siendo sólida. En esta, la cara palmar del pulpejo del pulgar genera la presa al contacto con la cara externa de la falange proximal del dedo índice.

Figura 2.13 Presa por oposición subterminolateral o pulpo-lateral. **[5]**

Entre las presas bidigitales existe una que no consiste en una pinza pulgar-índice:

iv) Prensión **interdigital latero-lateral** (Figura 2.14): es un tipo de presa accesoria débil y sin precisión. Suele efectuarse entre los dedos índice y corazón para la sujeción de objetos de diámetro pequeño. Su uso más habitual es al sostener un cigarrillo.

Figura 2.14 Prensión interdigital latero-lateral. **[5]**

b) **Presas pluridigitales:** en estas se hacen intervenir, además del dedo pulgar, los otros dos, tres o cuatro dedos. Son presas de menor precisión pero mucha más firmeza. Esta se divide en tres subgrupos, dependiendo de la cantidad de dedos usados en la acción: **tridigital** para tres dedos, **tetradigital** para cuatro y **pentadigital** para los cinco dedos.

i) Presas **tridigitales** (*Figura 2.15 y Figura 2.16*): implican el uso de los dedos pulgar, índice y medio, y son el tipo de pinza utilizado con más frecuencia. Este tipo de presa se puede representar de distintas formas dependiendo del objeto a manipular: está la presa tridigital del pulpejo (*Figura 2.15* ***a)***) en donde el pulpejo del pulgar se opone a los del dedo índice y medio; también, se presenta

como una pinza de oposición del pulpejo del dedo pulgar e índice y lateral para el dedo medio (*Figura 2.15* ***b)***).

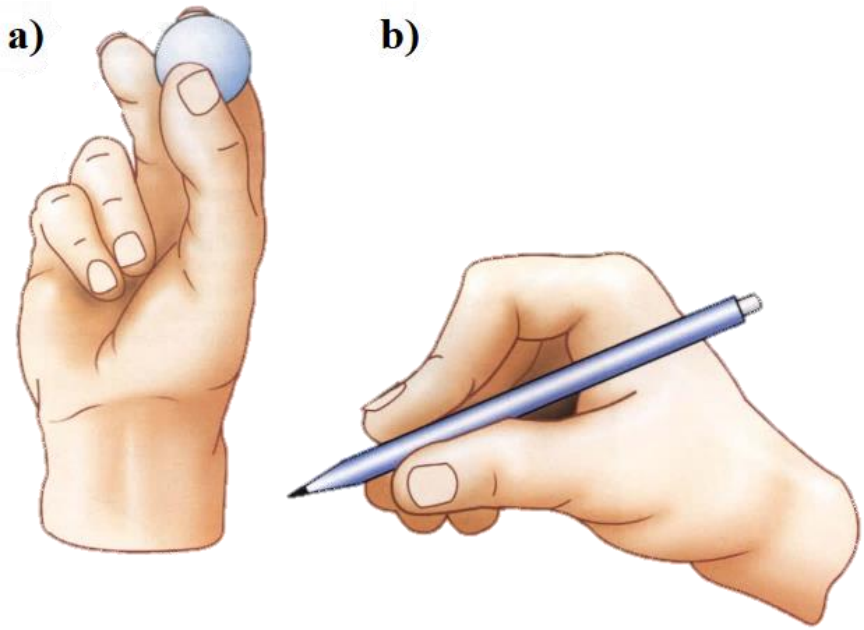

Figura 2.15 Presa tridigital **a)** oposición pulpejo pulgar y pulpejos del dedo índice y medio **b)** oposición pulpejo pulgar e índice y lateral del dedo medio. **[5]**

Existe además otra presa tridigital, usualmente utilizada en la acción de desenroscar la tapa de una botella (*Figura 2.16*). Se lleva a cabo por medio de una pinza de oposición lateral entre el dedo pulgar, la segunda falange del dedo medio y el pulpejo del dedo índice, de modo que este bloquee el objeto sobre el tercer lado.

Figura 2.16 Presa tridigital lateral para el pulgar y el dedo medio en oposición al pulpejo del dedo índice. **[5]**

ii) Presas **tetra-digitales**: se utilizan para sostener objetos muy gruesos y que requieren mayor firmeza, y suele efectuarse entre los dedos pulgar, índice, medio y anular. Se destacan tres tipos principales de presa tetra-digital, de las cuales la primera es la del **pulpejo** (*Figura 2.17*), generalmente usada para la sujeción de objetos esféricos. En este caso, el contacto se genera en el pulpejo de los dedos pulgar, índice y corazón, mientras que es lateral en el caso de la tercera falange del dedo anular, cuya función primordial es la de evitar que el objeto se escape hacia adentro.

Figura 2.17 Presa tetradigital del pulpejo. **[5]**

La segunda pinza es llamada **tetradigital pulpejo-lateral** (*Figura 2.18*) y, en su aplicación, es muy similar a la presa **tridigital lateral** (*Figura 2.16*) ya que es usada principalmente para desenroscar, pero se diferencia en la envergadura de los objetos a desenroscar. En este caso, el contacto del pulgar es amplio,

abarcando el pulpejo la cara palmar de la segunda falange de este, así como las de los dedos índice y medio; y lateral para la segunda falange del dedo anular.

Figura 2.18 Presa tetradigital pulpejo-lateral. **[5]**

Finalmente, la tercera es la presa **tetradigital del pulpejo pulgotridigital** (*Figura 2.19*) donde el pulpejo del pulgar dirige y mantiene el objeto con fuerza contra el pulpejo de los dedos índice, medio y anular.

Figura 2.19 Presa tetradigital del pulpejo pulgotridigital. **[5]**

iii) Presas **pentadigitales**: en estas se emplean todos los dedos y el pulgar se opone en variadas formas a los otros dedos para generar la sujeción. Generalmente se utilizan para coger objetos grandes y se pueden determinar cuatro formas principales para esta presa. Cuando se trata de un objeto pequeño se sostiene con una **presa pentadigital del pulpejo** (*Figura 2.20*), siendo solo el dedo meñique el que realiza un contacto lateral.

Figura 2.20 Presa pentadigital del pulpejo. **[5]**

Para objetos de mayor volumen al caso anterior la presa se convierte en **pentadigital pulpejo-lateral** (*Figura 2.21*). En esta los dedos índice, medio y anular contactan con toda su cara palmar y se oponen al pulgar envolviendo casi por completo el objeto, mientras el meñique contacta lateralmente para evitar el posible desplazamiento del objeto hacia dentro y en sentido proximal. Por la forma del agarre puede ser confundida con una presa palmar, pero se distingue porque en esta el objeto se localiza más en los dedos que en la palma.

Figura 2.21 Presa pentadigital pulpejo-lateral. **[5]**

Otra presa pentadigital, denominada **presa pentadigital comisural** (*Figura 2.22*), permite la sujeción de objetos gruesos semiesféricos. Los dedos pulgar e índice se extienden casi en su totalidad y envuelven el objeto con toda su cara palmar y la primera comisura (*Figura 2.22* ***a)***). Además, el objeto lo sostiene el dedo medio, anular y meñique, que contactan solo a través de sus dos últimas falanges (*Figura 2.22* ***b)***).

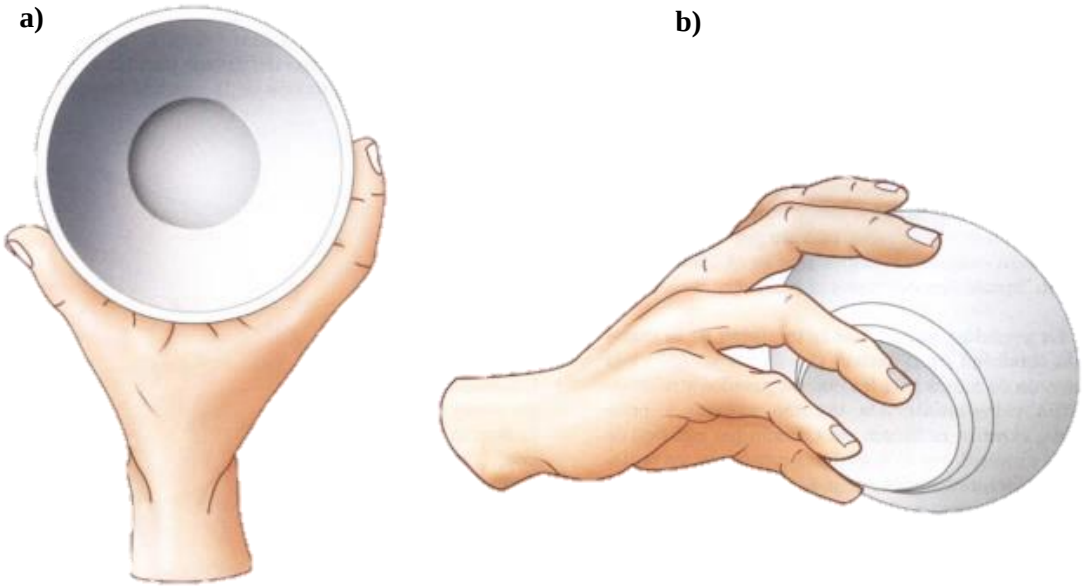

Figura 2.22 Presa pentadigital comisural **a)** Vista superior **b)** Vista lateral. **[5]**

Finalmente, la presa **pentadigital panorámica** *(Figura 2.23*) permite sujetar grandes objetos planos. Para poder realizarla se necesita una gran separación entre todos los dedos, con el pulgar en máxima extensión, oponiéndose diametralmente al dedo anular (flechas rojas) con el que tensa un semicírculo del que se enganchan los dedos índice y medio. Dentro del otro semicírculo se engancha el dedo meñique, estableciendo un arco de 215º entre ellos. Estos dos dedos en máxima separación forman -con el dedo índice- una presa *triangular* y, con los otros dedos, una presa tipo garfio de la que el objeto no puede escapar. "La eficacia de esta presa depende de la integridad de las articulaciones interfalángicas distales y de la acción de los músculos flexores profundo de los dedos."

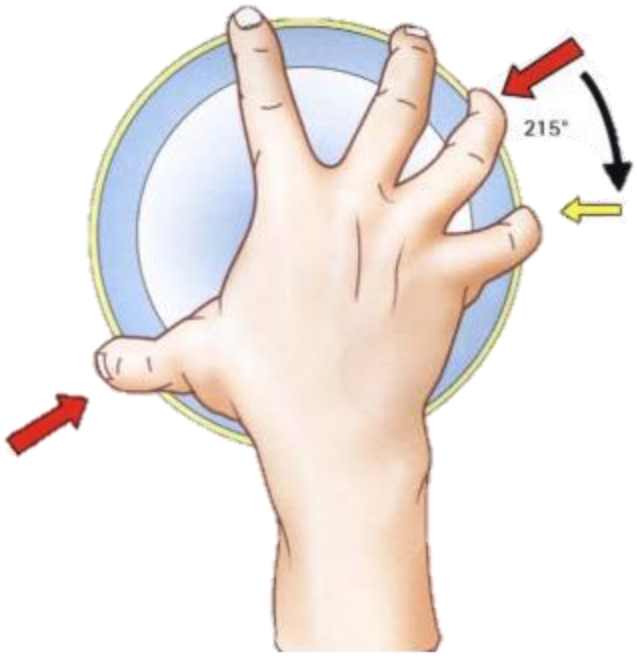

Figura 2.23 Presa pentadigital panorámica. **[5]**

2) **Presas palmares**: en estas se hacen intervenir tanto los dedos como la palma de la mano. Dependiendo de si se utiliza el pulgar o no, se pueden separar en dos tipos.
   a) Prensión **digito-palmar** (*Figura 2.24*) es un tipo de presa accesoria utilizada en objetos de poco diámetro (3 a 4 cm) en donde la palma de la mano se opone a los cuatro últimos dedos. Al no participar el pulgar, la presa no es firme más que en sentido distal, lo que permite deslizar el objeto con facilidad hacia la muñeca ya que

la presa no está bloqueada. Además, esta presa se puede utilizar para sujetar objetos de mayor superficie (*Figura 2.25*), pero a mayor diámetro, menos firmeza poseerá la presa.

Figura 2.24 Presa digitopalmar, objeto de bajo diámetro. **[5]**

Figura 2.25 Presa digitopalmar, objeto de mayor diámetro. **[5]**

b) Prensión **palmar con la totalidad de la mano** o **la totalidad de la palma**: es la prensión de fuerza para objetos pesados y voluminosos. En inglés se le atribuye el

nombre de *grasp*, traducido literalmente como *agarrar*, ya que la mano se enrolla literalmente en torno a objetos cilíndricos (*Figura 2.26*).

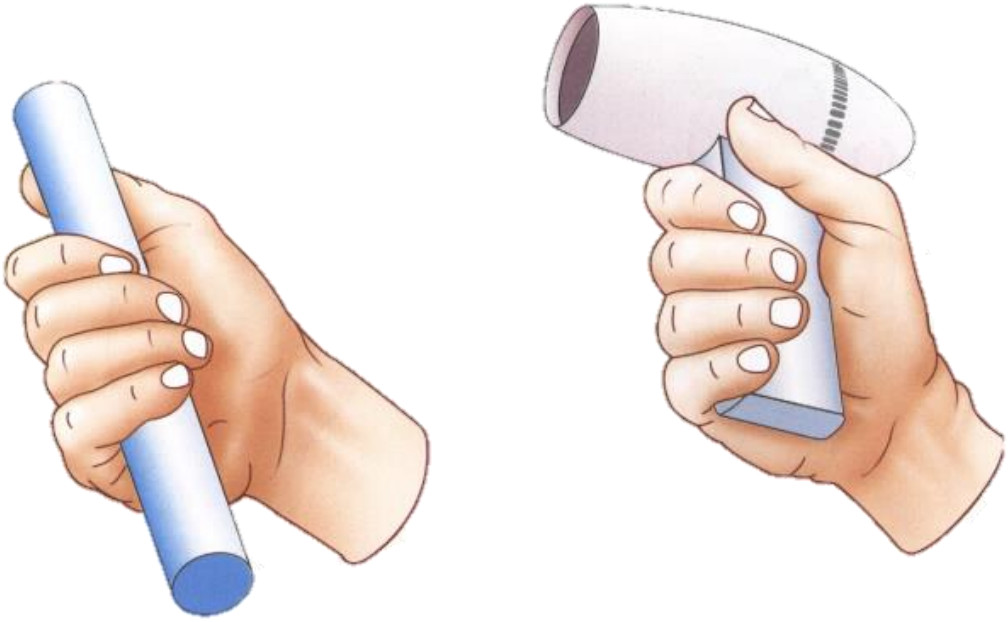

Figura 2.26 Presa palmar con la totalidad de la mano. **[5]**

El volumen del objeto sujetado determina la fuerza de la prensión, siendo óptima cuando el pulgar puede contactar con el dedo índice. "El pulgar constituye el único tope que se opone a la fuerza de los otros cuatro dedos y su eficacia es tanto mayor cuanto más flexionado este." Así, la forma de los objetos sujetados no es indiferente, por lo que, en la actualidad, para mejorar el agarre se fabrican empuñaduras que contienen las huellas de los dedos.

Dentro de las presas palmares se destacan dos subgrupos, la **presa palmar cilíndrica** *(Figura 2.27*) y las **presas palmares esféricas** (*Figura 2.28*). En la primera, la presa disminuye su firmeza a mayor diámetro del objeto y, como se vio con anterioridad, el bloqueo depende del pulgar y cuánto puede recorrer este por el camino más corto para dar la vuelta al cilindro.

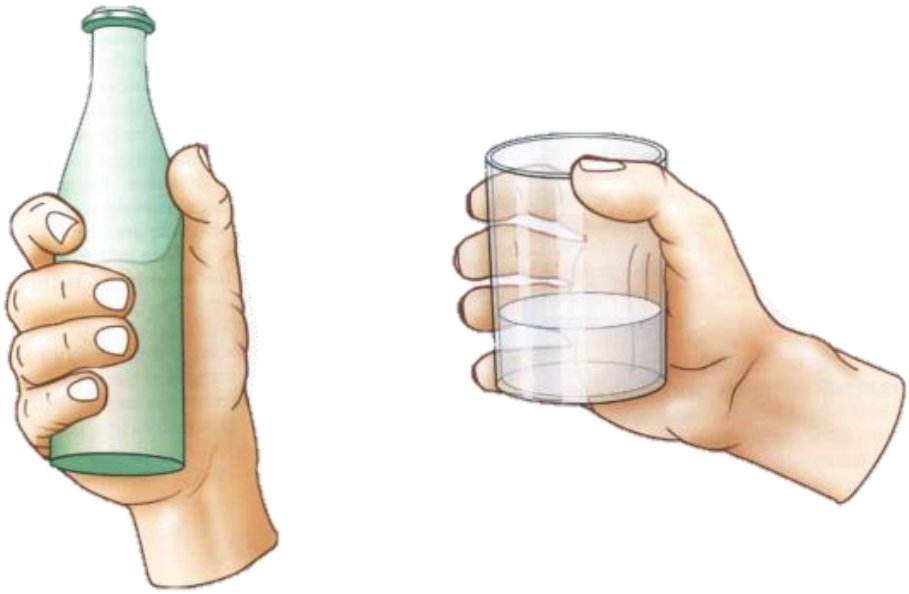

Figura 2.27 Presa palmar cilíndrica. **[5]**

Las presas palmares esféricas pueden ser tridigitales (*Figura 2.28* **a)**), tetradigitales (*Figura 2.28* **b)**) o pentadigitales (*Figura 2.28* **c)**). Para las presas tridigitales y tetradigitales el último dedo implicado (medio para tridigital y anular para tetradigital) contacta por su cara lateral externa al objeto, generando un tope interno, el que es reforzado por los dedos libres restantes. Finalmente, en la presa palmar esférica pentadigital todos los dedos contactan por su cara palmar al objeto. Al igual que en la presa pentadigital panorámica, el pulgar se opone al dedo anular, ocupando el mayor diámetro del objeto. El bloqueo de la presa se completa de manera distal por los dedos índice y medio, y proximalmente por el dedo meñique y la eminencia tenar[1].

[1] Eminencia Tenar: es la masa muscular de la mano humana que constituye la base del pulgar.

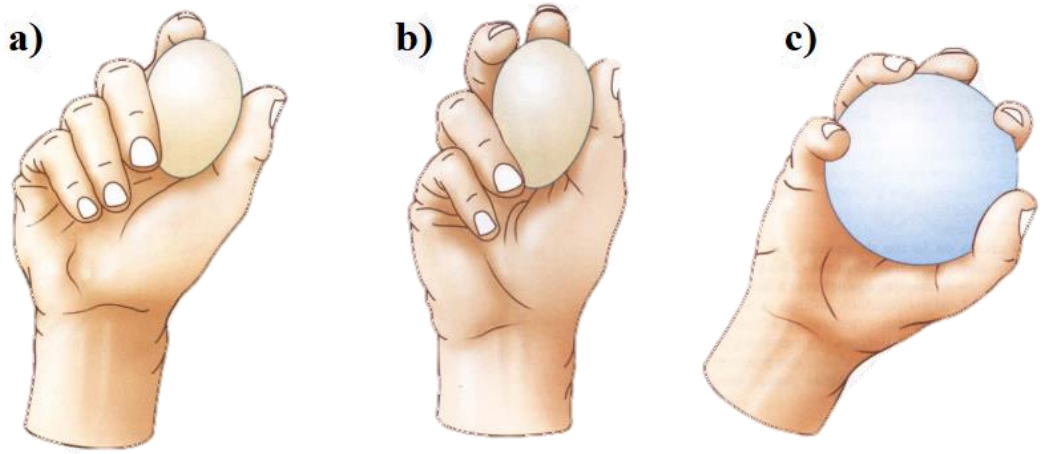

Figura 2.28 Presa palmar esférica **a)** Tridigital **b)** Tetradigital **c)** Pentadigital. **[5]**

3) Presas **centradas** o **direccionales** (*Figura 2.29*). En estas el objeto a sujetar funciona como una prolongación distal de la mano. El objeto, de forma alargada, se coge con firmeza mediante una presa palmar en donde intervienen el pulgar y los últimos tres dedos, de modo que el índice desempeña una función orientativa indispensable para dirigir el utensilio.

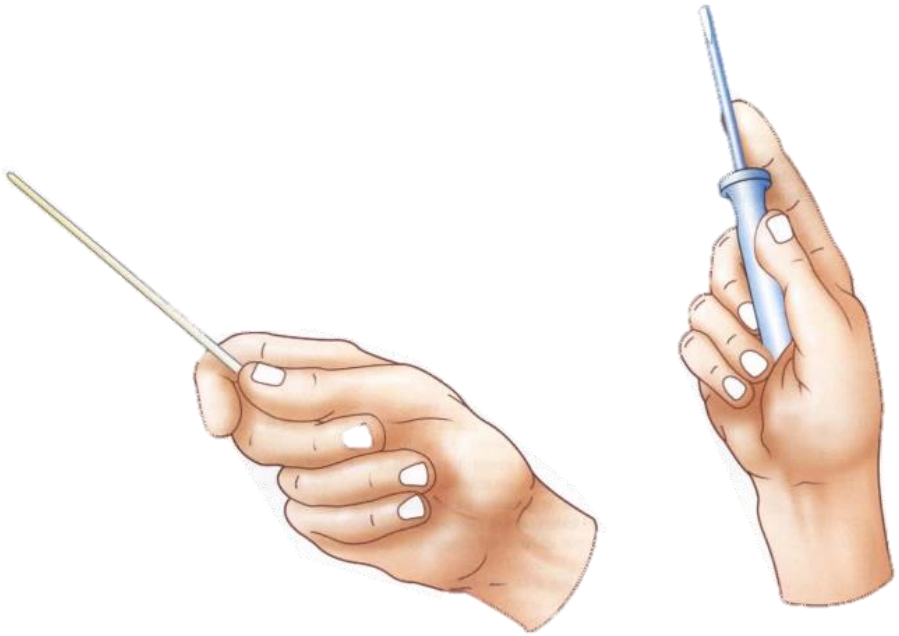

Figura 2.29 Presa centrada o direccional. **[5]**

2.3.1.2 Presas con la gravedad: en estas la gravedad ayuda a sostener el objeto, utilizando a la mano como soporte, usualmente con la palma mirando hacia arriba. Se destacan tres tipos principales: con la mano plana (*Figura 2.30*), en forma cóncava comportándose como cuchara cuando se utiliza una sola mano (*Figura 2.31 a)*) o como un cuenco al usarse las dos (*Figura 2.31 b)*). Finalmente, con la mano en forma de gancho con uno o varios dedos para, por ejemplo, llevar una cubeta, una maleta o para engancharse en las salientes de una pared.

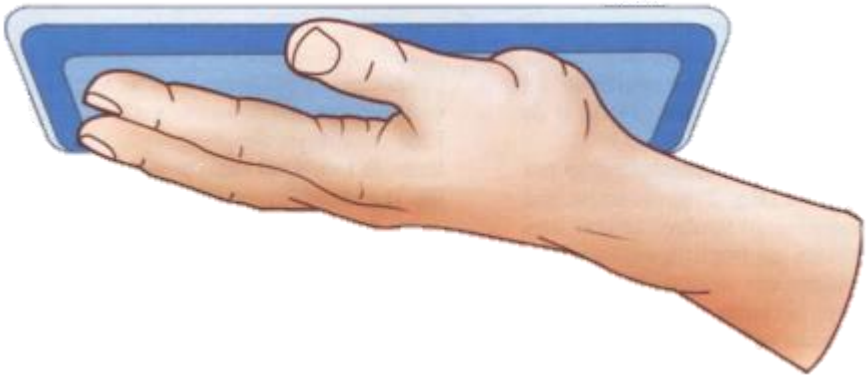

Figura 2.30 Presa con gravedad plana. **[5]**

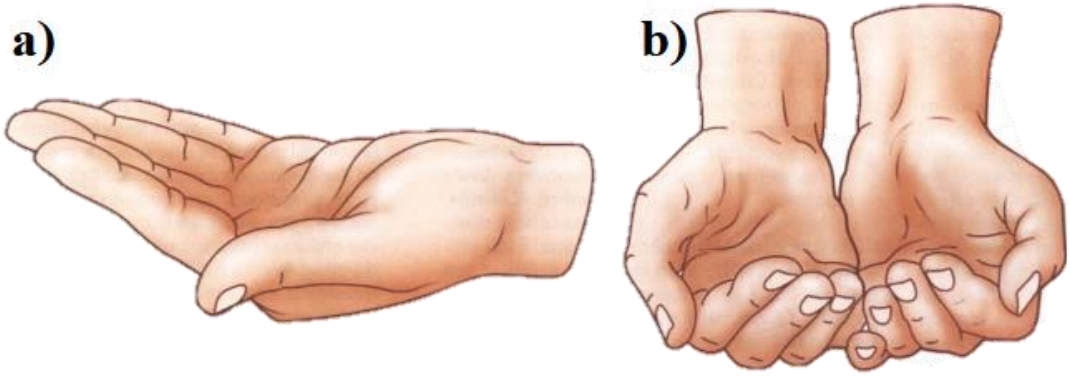

Figura 2.31 Presa con gravedad cóncava **a)** de una sola mano **b)** de ambas manos. **[5]**

Cabe mencionar que para todos estos tipos de presa es necesaria la supinación a modo de sostén, ya que sin ella la palma de la mano no puede orientarse hacia arriba y no es posible utilizar la acción de la gravedad para la sujeción.

2.3.1.3 Presas con acción (PCA): hasta ahora solo se han viso solo presas estáticas, sin embargo, las capacidades de la mano no se limitan únicamente a esto, ya que dicha extremidad también es capaz de realizar una gran variedad de acciones o "actuar cogiendo". Estas se denominan de manera simplificada presas-acción y las más elementales incluyen, por ejemplo, el lanzamiento de un trompo (*Figura 2.32 a)*) o una canica (*Figura 2.32 b)*) mediante una presa pulgar-índice tangencial o un impulso brusco de la segunda falange del pulgar respectivamente.

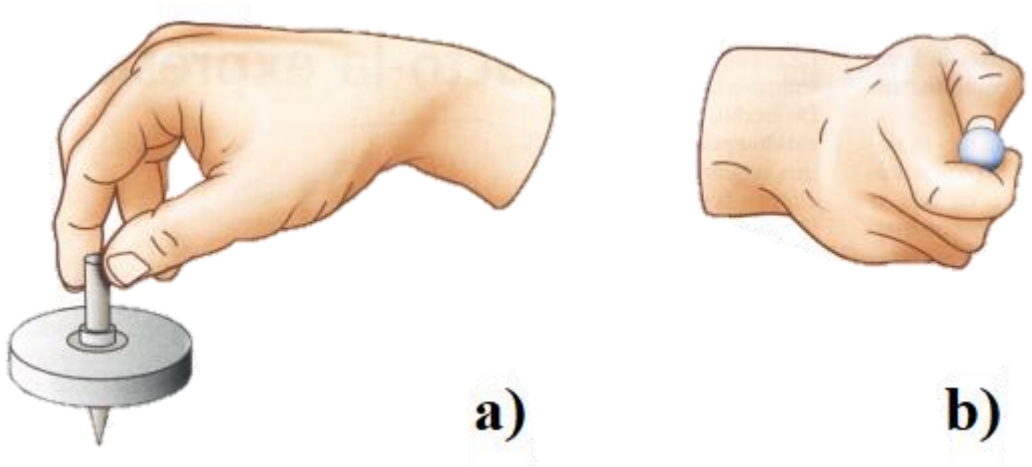

Figura 2.32 Presa-acción simple. a) Presa pulgar-índice tangencial. b) Impulso por la segunda falange del pulgar. **[5]**

A su vez, existen operaciones más complejas en donde el objeto sujetado por una parte de la mano sufre una acción que procede de otra parte de la misma mano. Cuando esto sucede se dice que la mano realiza una *acción refleja sobre sí misma*. Este tipo de presas-acción son innumerables y representan a la mayoría de las actividades elaboradas -y no tanto- que se realizan en el día a día. Algunos ejemplos de estas son:

- **Prender un encendedor** (*Figura 2.33*) en donde se realiza una acción bastante similar a la de lanzar una canica (*Figura 2.32* ***b)***). En la acción, el pulgar acciona el mecanismo, mientras el resto de los dedos sujeta el objeto.

Figura 2.33 Presa-acción: Prender un encendedor. **[5]**

- **Apretar el resorte de un frasco de aerosol o perfume** (*Figura 2.34*) en donde el objeto se sujeta por una presa palmar, mientras el dedo índice en forma de gancho actúa sobre el tapón por medio de la flexión.

Figura 2.34 Presa-acción: Apretar resorte de un aerosol o perfume. **[5]**

- **Cortar con tijeras** (*Figura 2.35*) en donde el pulgar, en oposición de los dedos índice y medio, realiza la acción motora de cierre y apertura de las tijeras. El dedo índice además ayuda a orientar las tijeras en el corte, lo que establece un ejemplo de presa-acción orientadora.

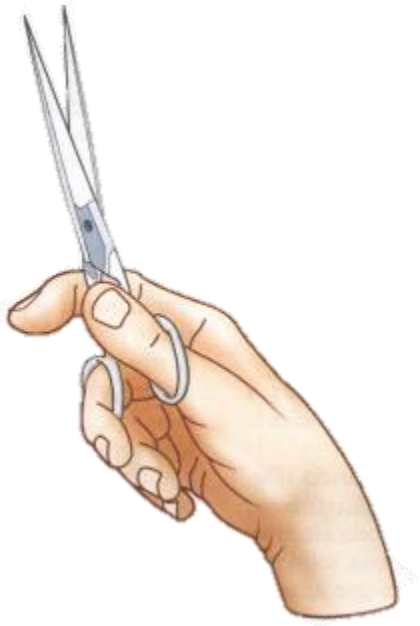

Figura 2.35 Presa-acción: Cortar con tijeras. **[5]**

- **Comer con palillos chinos** (*Figura 2.36*) donde uno de los palillos permanece fijo entre el dedo anular y el pulgar, mientras que el otro palillo móvil cumple una función de pinza mediante una presa tridigital entre los dedos pulgar, índice y medio.

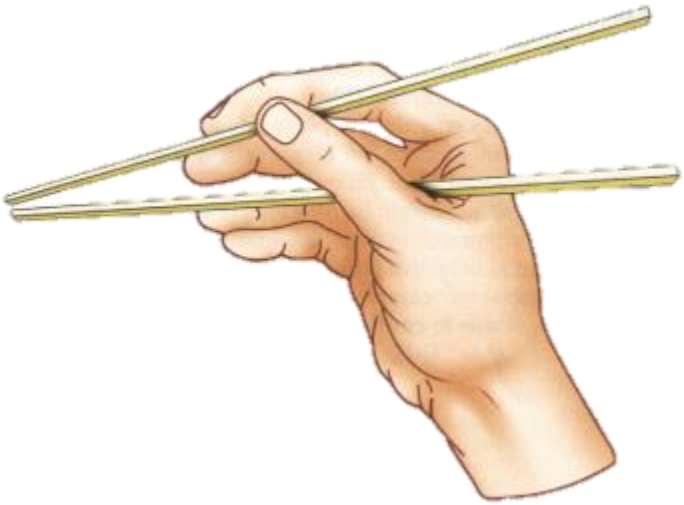

Figura 2.36 Presa-acción: Comer con palillos chinos. **[5]**

- **Digitar notas y sostener una guitarra** (*Figura 2.37*) donde la mano realiza una presa-acción móvil: el pulgar sujeta el mango del instrumento, pudiendo desplazarse y sirviendo de contra-apoyo a la acción de los demás dedos que al

apretar las cuerdas forman las notas. Para la correcta digitación de las notas en el instrumento se requiere de una presión firma y precisa, por lo que en la práctica requiere de un largo aprendizaje y practica en su realización.

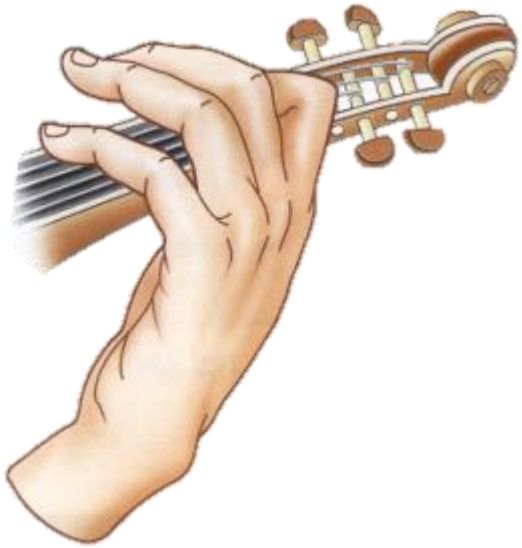

Figura 2.37 Presa-acción: Digitar notas y sostener un instrumento. **[5]**

2.3.2 Percusión, contacto y expresión gestual

Además de los tres grandes grupos de prensión, la mano también puede realizar las acciones de percusión, contacto y expresión gestual, las cuales no dependen de una pinza o el agarre de un objeto para realizarse:

- La **Percusión** es definida como la acción de percutir o golpear algo, generalmente de manera repetida. La mano humana no solo se utiliza para la prensión sino que también como instrumento de percusión; por ejemplo, al utilizar un ordenador (*Figura 2.38* ***a)***) o un piano, cada dedo golpea una tecla gracias a una acción coordinada. Para realizar esta acción se debe adquirir la independencia funcional de los dedos entre sí e, incluso, de las mismas manos entre ellas. Otro tipo de percusión son los golpes de lucha, ya sea con la mano empuñada (*Figura 2.38* ***b)***) o abierta.

Figura 2.38 Percusión: **a)** Teclear un ordenador o un piano. **b)** Mano empuñada. **[5]**

- El **Contacto**, por ejemplo, en el caso de una caricia (*Figura 2.39* ***a)***) es una acción más delicada utilizada principalmente en los ámbitos sociales y afectivos. Este requiere de la sensibilidad cutánea intacta en la mano de quien lo realiza y, a su vez, de quien lo recibe (en el caso de una caricia). También se considera un gesto de contacto el apretón de manos (*Figura 2.39* ***b)***), siendo uno de los más básicos y utilizados en la vida cotidiana.

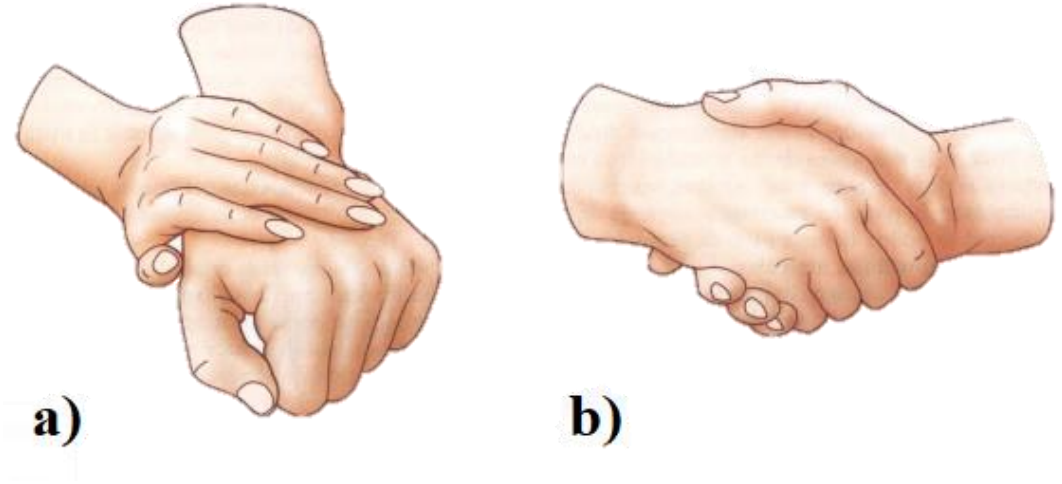

Figura 2.39 Contacto: **a)** Caricia. **b)** Apretón de manos. **[5]**

- La **Expresión gestual** es una capacidad irremplazable de la mano, acciones como señalar con el dedo (*Figura 2.40*), alzar el puño en signo de amenaza (*Figura 2.38* ***b)***) e incluso la comunicación entre sordomudos a través del lenguaje de señas, son expresiones gestuales de la mano. Estas comprenden innumerables formas de la mano y los dedos por medio del accionamiento de distintos músculos

se generan movimientos coordinados, tanto delicados como algunos más brucos, que permiten comunicarse sin palabras en un idioma casi universal comprendido en todo el planeta, con pequeñas variaciones dependiendo de la región.

Figura 2.40 Expresión gestual de señalar con un dedo. **[5]**

2.4 Fuerza de Agarre

Artem Kargov y su equipo [6] estudiaron y analizaron la distribución de fuerzas de agarre para diferentes diseños de manos prostéticas y de la mano humana realizando una tarea funcional. La metodología fue a través de mediciones en 20 posiciones definidas para sostener un objeto cilíndrico mediante agarre de apriete. Los resultados para la mano humana son presentados en la *Tabla 2.1*.

Tabla 2.1 Fuerza promedio de agarre estático en la punta de los dedos.

	Estudio 1 (2004) [6]	**Estudio 2 (2000)[1]**	**Estudio 3 (1992)[2]**
Diámetro [mm]	57	50	45 y 65
Masa [g]	522	400-600	1000
Fuerza Promedio de Agarre por Dedo [N]			
Pulgar	1.3	2.8 – 4.5	Nin
Índice	1.0	1.8 – 3.0	5.7
Medio	0.9	1.8 – 3.0	3.8
Anular	0.8	Nin	2.9
Meñique	0.4	Nin	2.6

Fuente: Elaboración a partir de tabla comparativa de **[6]**

[1] Ferrari de Castro MC, Cliquet Jr A. An artificial grasping evaluation system for the paralyzed hand. Medical & Biological Engineering & Computing 2000; 38: 275–280.

[2] Radwin RG, On S, Jensen TR, Webster JG. External finger forces in submaximal five-finger pinch prehension. Ergonomics 1992; 35(3): 275– 288.

2.5 Pesos y Tamaños

Las longitudes promedio para los dedos de los hombres, considerando la sumatoria de los promedios obtenidos para cada sector de la falange correspondiente, fueron las siguientes para la mano derecha e izquierda respectivamente: pulgar, $72{,}5\ y\ 72{,}4\ [mm]$; índice, $104{,}2\ y\ 104{,}5\ [mm]$; dedo medio, $115\ y\ 114{,}6\ [mm]$; anular, $109{,}1\ y\ 108{,}9\ [mm]$ y el meñique, $88{,}5\ y\ 88{,}4\ [mm]$.[1] [7]

En mujeres, las longitudes fueron para la mano derecha e izquierda: $63{,}5\ y\ 62{,}6\ [mm]$, índice, $91\ y\ 90{,}7\ [mm]$; dedo medio, $100{,}4\ y\ 99{,}2\ [mm]$; anular, $94{,}4\ y\ 94{,}2\ [mm]$ y el meñique, $75{,}8\ y\ 75{,}9\ [mm]$, respectivamente.[2] [7]

En cuanto al peso de la mano, se sabe que esta es aproximadamente el $0{,}66\%$ del peso total del individuo [8]. En Chile, el peso de un adulto promedio, masculino y femenino, es de $77\ [kg]$ [7], por lo que para un adulto promedio el peso completo de la mano debe ser de $508{,}2\ [g]$.

[1] Ir a Anexo 1: Promedios de longitudes y anchura de la mano del hombre (Pág. 93)

[2] Ir a Anexo 2: Promedios de longitudes y anchura de la mano de la mujer (Pág. 95)

3 Capítulo 3: La Prótesis

La información presentada en el *Capítulo 2: La Mano Humana*, permite determinar y definen las capacidades que tendrá la prótesis y el sistema de agarre adaptativo desarrollado.

3.1 Movimiento

La prótesis permitirá los movimientos de flexión-extensión de los cinco dedos de la mano además de los movimientos de oposición-reposición del pulgar. Los movimientos de flexión de los cinco dedos y oposición para el pulgar se realizan por medio de tres actuadores con poleas unidos por hilo nailon (gracias a su alta resistencia y bajo roce) a la falange distal de los dedos pulgar e índice, y al sistema de poleas para los 3 dedos restantes. Para la extensión de los cinco dedos y la reposición del pulgar se usan los mismos actuadores, pero con el movimiento inverso, lo que permite el retorno de los dedos a su posición de reposo, unidos por medio de hilo nailon unido a la falange distal de cada uno de los dedos.

3.1.1 Agarre adaptativo

El agarre adaptativo se define como la capacidad de los dedos para adaptar su detención al momento de cierre dependiendo del objeto que se sostendrá. En la mano humana este agarre se realiza mediante los movimientos de flexión-extensión y de aducción-abducción de los dedos.

Con esto como base se desarrolló un sistema de poleas internas que permiten generar este agarre con solo 3 actuadores para toda la mano. Las poleas son la base del sistema de agarre adaptativo, el que permite que -en caso de detención de uno o más de los dedos- el o los que queden libres continúen su movimiento, ya sea hasta el final de su recorrido o bien hasta que se interrumpa su movimiento. Además, las poleas se encuentran dentro de guías que fijan su recorrido en el sistema, las que pueden tanto rotar sobre su eje como admitir deslizamiento por parte de los tendones. Esto permite el accionamiento independiente de detención antes mencionado para los dedos. En la *Figura 3.1* se muestra el esquema interno completo de tendones y poleas del sistema de agarre adaptativo de la prótesis.

Cabe mencionar que se utiliza un solo actuador para los dedos meñique, anular y medio (simbolizado por la línea azul número 3 en la *Figura 3.1*), este genera el avance de las poleas ***a, b*** *y* ***c***, las que unidas a los tendones ***4*** y ***5-6*** generan el movimiento de flexión para estos tres dedos. Los movimientos tanto del dedo pulgar como para el dedo índice se realizan

con actuadores individuales para cada uno, representados por las líneas azules ***1*** y ***2*** respectivamente.

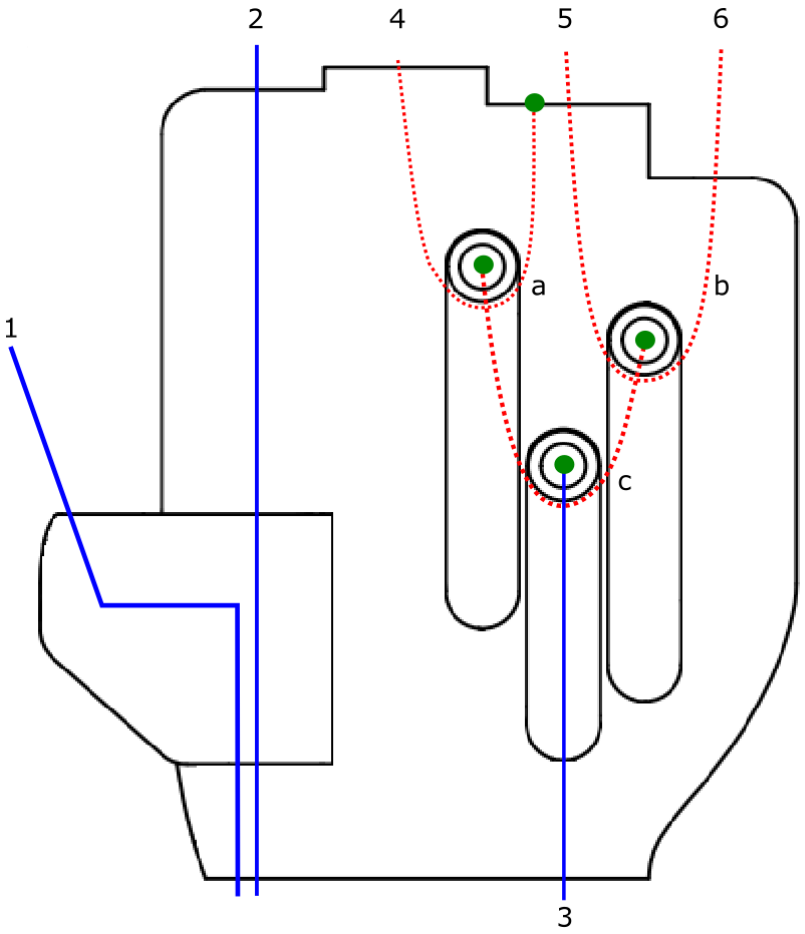

Figura 3.1 Esquema de tendones y poleas interno de la mano. Las líneas ***1***, ***2, 4, 5 y 6*** representan los tendones de flexión de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique respectivamente, de la mano izquierda. Líneas color azul representan tendones conectados a actuadores; tendones ***4*** y ***5-6*** con línea punteada en rojo corresponden a tendones flectores de unión a poleas y entre poleas. Las poleas ***a, b*** y ***c*** están presentadas por dos circunferencias dentro de sus recorridos. Los puntos verdes representan la sección de amarre y sujeción de poleas y tendones.

3.1.2 Dedos

Los dedos índice, medio, anular y meñique presentan una posición de extensión pasiva provocada de 0º. Para los alcances de esta prótesis no es requerida la extensión provocada de 30º ni la extensión forzada de 90º. Por el lado de la flexión, los ángulos definidos de movilidad para las falanges distal y media son de 70º y 110º respectivamente (*Figura 3.2*) y 90º con respecto a la palma para la falange proximal, esto con el fin de poder generar un cierre completo de la mano en forma de puño y adaptarse a todas las necesidades de sujeción del usuario.

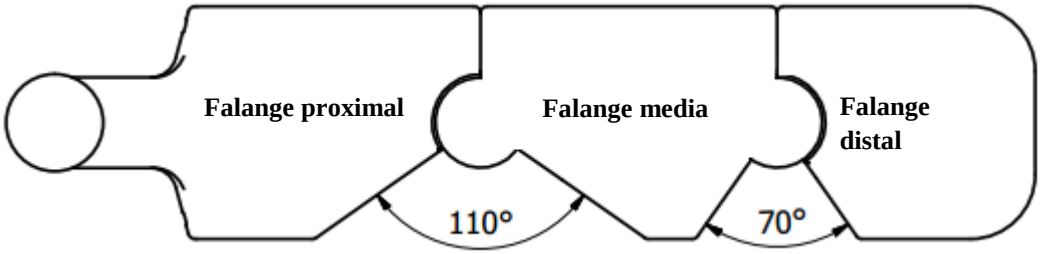

Figura 3.2 Ángulos de flexión Falange media y distal.

El pulgar presenta un ángulo de extensión de 60º en reposo, que le permite tomar objetos de gran envergadura al realizar la oposición; a su vez, el movimiento de oposición-reposición del dedo pulgar se define en una amplitud de 90º debido al punto de rotación y el sistema por el cual se genera en esta prótesis. La flexión de la falange distal y proximal se define en 90º y 60º respectivamente.

En la *Tabla 3.1* se resumen los movimientos y su amplitud para cada uno de los dedos de la prótesis.

Tabla 3.1 Movimientos y amplitud para los dedos de la prótesis.

	Pulgar	**Índice**	**Medio**	**Anular**	**Meñique**
Extensión en reposo	60º	0º	0º	0º	0º
Amplitud de flexión falange distal	90º	70º	70º	70º	70º
Amplitud de flexión falange media	-	110º	110º	110º	110º
Amplitud de flexión falange proximal	60º	90º	90º	90º	90º
Amplitud oposición-reposición	90º	-	-	-	-

Fuente: Elaboración propia a partir de estudio sobre la mano y los movimientos de los dedos.

Con el fin de optimizar el agarre de la prótesis -al aumentar las áreas de contacto con los objetos- los dedos se diseñaron de modo tal que las falanges se flexionan de manera coordinada y secuencial (*Figura 3.3*) desde la posición de reposo en extensión (*Figura 3.2*) hasta su flexión completa (*Figura 3.3* ***c)***).

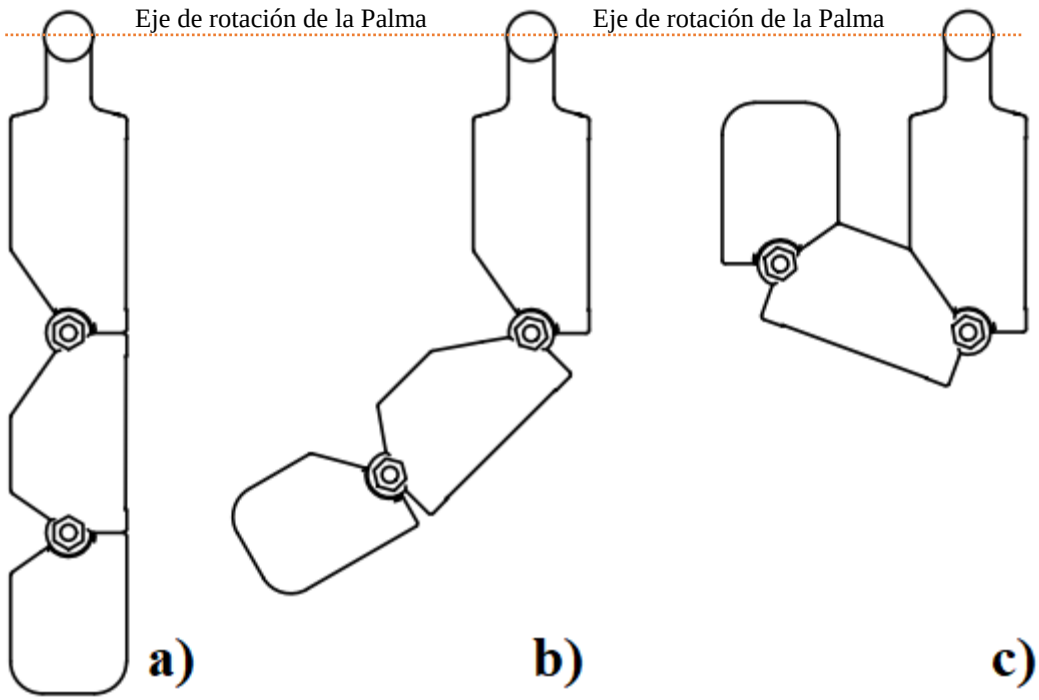

Figura 3.3 Flexión coordinada del dedo en relación con el eje de rotación de la mano plana. **a)** Flexión de la falange proximal desde el reposo. **b)** flexión falange media y distal. **c)** Dedo completamente flectado.

La flexión coordinada de los dedos se logra por la variación de la distancia que hay desde el eje de rotación de cada falange hasta las cavidades por la que pasan los tendones (*Figura 3.4*). Es así como para la falange media y la distal, las cavidades se encuentran más cerca del eje para disminuir el momento efectuado, teniendo tanto la entrada como la salida del tendón por las secciones proximal y distal, respectivamente.

Por otro lado, en la falange proximal se aumenta el momento ejercido -con respecto al generado en las otras dos falanges- al tener la entrada de la cavidad de los tendones en la cara anterior, mientras que su salida se encuentra en la cara distal para conectarse directamente con la falange que sigue. Lo anteriormente descrito permite iniciar el movimiento por la falange proximal dejándola en 90º con respecto a la palma (*Figura 3.3* ***a)***), seguido por las flexiones de las falanges media y distal (*Figura 3.3* ***b)***), para finalmente llegar al dedo completamente flectado (*Figura 3.3* ***c)***).

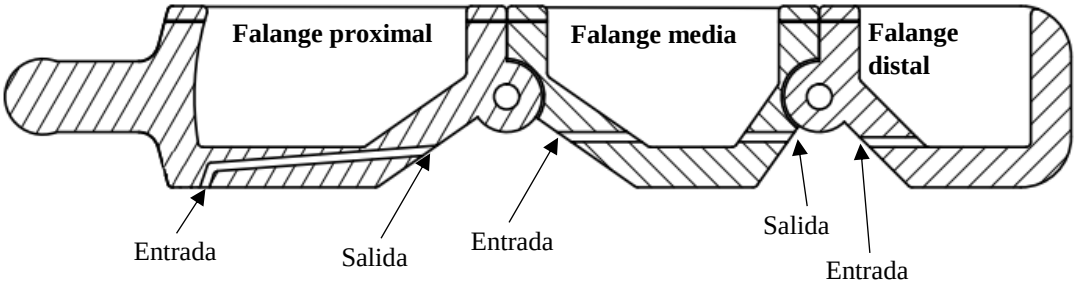

Figura 3.4 Vista lateral en corte del dedo índice.

3.1.3 Posibilidades de acción de la prótesis

En el capítulo anterior se habló sobre las capacidades de acción de la mano, pasando por los tipos de presa y pinza hasta las acciones de percusión, contacto y expresión gestual. En este punto se abarcarán, en base a estas mismas clasificaciones, las posibilidades de acción de las que se planea que es capaz la prótesis.

Al no poseer abducción ni aducción en ninguno de los dedos, las capacidades de la prótesis se ven reducidas en cierto grado, sobre todo en las que implican prensión lateral o presas con acción que dependan de movimientos muy especializados o finos de los dedos.

A continuación, se enumeran las capacidades de la mano y se desarrolla cuales están presentes en la prótesis, cuáles no, los motivos de esto y algunas diferencias:

1) **Presas digitales:** Debido al sistema de cierre coordinado de los dedos, estos están hecho para generar un cierre completo sobre la palma de la mano y, en este punto, por medio del mecanismo de agarre adaptativo, adecuar su cierre al objeto a sostener. Por lo anteriormente mencionado, es necesario que el sistema de control coordine correctamente el movimiento de los dedos y que el objeto se sostenga de manera tal que la presa digital pueda ser generada.
   a) **Presas bidigitales**
      i) Presa por **oposición terminal/termino-pulpejo** y por **oposición subterminal/del pulpejo**, ya que el plástico utilizado en la impresión de la prótesis presenta alta rigidez y el pulpejo de los dedos no es elástico. Este tipo de presa no es factible de manera natural, pero sí con ayuda para posicionar el objeto a sostener.
      ii) Presa por **oposición subterminolateral/pulpo-lateral** e **interdigital latero-lateral**, estos movimientos no son posibles debido a la falta del movimiento de aducción/abducción en la prótesis.

b) **Presas pluridigitales**: Como ya se mencionó, con un control lo suficientemente coordinado del movimiento de los dedos, las presas pluridigitales son posibles en todas sus formas que no requieran de la aducción/abducción de los dedos.

c) **Presas palmares:** Las presas palmares constituyen el grueso de las capacidades de acción y agarre de la prótesis.

   i) Prensión **digito-palmar:** la mano puede tomar objetos de una amplia variedad de tamaños a modo de **prensión digito-palmar**. Esto gracias a la amplitud de movimiento de la que son capaces todos los dedos, así como la capacidad de activar los dedos índice y pulgar individualmente y del mecanismo de agarre adaptativo en los dedos meñique, anular y medio.

   Al igual que en la mano humana, al no existir bloqueo del objeto por el dedo pulgar, este puede deslizarse fácilmente. Al variar los materiales de contacto en los dedos y la palma de la prótesis es posible disminuir esta facilidad de deslizar de los objetos y mejorar esta prensión versus la realizada por una mano humana.

   ii) Prensión **palmar con la totalidad de la mano** o **la totalidad de la palma:** Debido a las mismas capacidades mencionadas en la prensión digito-palmar, pero ahora con la inclusión del pulgar en la presa, la prótesis es capaz de realizar todo tipo de prensiones palmares con la totalidad de la palma, tanto cilíndricas como esféricas, donde la única limitante se reduce al diámetro del objeto que se desee tomar, ya que la prótesis no presenta hiperextensión del pulgar y su apertura está limitada por el sistema.

   El *mecanismo de agarre adaptativo* permite tomar objeto cilíndricos y esféricos de manera palmar bidigital, tridigital, tetradigital y pentadigital; según el objeto a tomar la presa se adapta en su cierre y los dedos lo sostendrán por el pulpejo, la cara palmar y/o la cara lateral de estos, junto con la palma en las combinaciones necesarias dependiendo del volumen y la forma del objeto.

d) **Presas centradas** o **direccionales:** realizándose un movimiento coordinado de los dedos de la mano, principalmente el índice y el pulgar, se podrán efectuar presas centradas o direccionales. El tamaño del objeto determinará finalmente si es posible o no realizar esta acción, debido a que el mecanismo para el dedo pulgar tiene limitantes de movimiento que, para objetos de diámetro muy pequeño, dificultarán su realización.

2) **Presas con la gravedad:** en aquellas como las de la *Figura 2.30* y la *Figura 2.31* bastará con que la supinación esté integra para su realización. En el caso de aquellas presas tipo gancho, como para llevar una maleta o para engancharse en una saliente, dependerá del

peso que se desee sostener, ya que tanto los actuadores como los tendones tienen una fuerza máxima que pueden soportar.

3) **Presas con acción (PCA):** las presas con acción necesitan de movimientos muy coordinados y algunas capacidades de la mano que esta prótesis no posee, por lo que no son posibles de realizar.
4) La **Percusión:** Una de las capacidades que se le entregó a la prótesis con la posibilidad de accionar el dedo índice individualmente es la de poder utilizar una máquina de escribir o un ordenador (*Figura 2.38* ***a)***). Esto se realizará de manera más tosca y lenta que con la mano humana pero, al poder mantenerse naturalmente extendido, permitirá que los dedos restantes no afecten en el proceso de percusión. A su vez, la prótesis es capaz de empuñarse (*Figura 2.38* ***b)***) para realizar la acción de golpear.
5) El **Contacto:** la prótesis no posee sensibilidad cutánea, por lo que no es capaz de realizar contacto para el objeto de la caricia y afectivo (*Figura 2.39* ***a)***). En el caso del "apretón de manos" (*Figura 2.39* ***b)***), gracias a la posibilidad de acción del dedo pulgar, este se puede realizar sin problema, sólo es necesario tener un control preciso del cierre de los dedos para no generar más fuerza de la deseada.
6) La **Expresión gestual:** la gran mayoría de estas son posibles. Señalar, aplaudir y saludar son algunos ejemplos de las expresiones de las que la prótesis es capaz. Por otro lado, el lenguaje de señas no es posible ya que requiere un movimiento coordinado de todos los dedos de la mano, de lo que la prótesis no es capaz debido al mecanismo de agarre adaptativo que limita el movimiento de los últimos tres dedos (medio, anular y meñique).

En el *Capítulo 5: Construcción, Funcionamiento* y Resultados, se muestran las pruebas de cada una de estas presas y se entregan los resultados obtenidos.

3.2 Tamaño

Utilizando la información de las tablas adquiridas del estudio "*Biometric Aspects Of The Hand In Chilean Individuals"* [7] se definen las medidas de la prótesis en base a la información de la mano izquierda de un hombre en el rango etario de 25-29 años (*Anexo A*), quedando como se muestra en la tabla a continuación.

Tabla 3.2 Medidas en milímetros de las falanges distal, media y proximal para cada uno de los dedos de la prótesis.

Dedo/Falange	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Distal	42 [mm]	51 [mm]	55 [mm]	45 [mm]	37 [mm]
Media	-	31 [mm]	36 [mm]	32 [mm]	23 [mm]
Proximal	34 [mm]	25 [mm]	27 [mm]	23 [mm]	20 [mm]

Fuente: Elaboración propia a partir de información entregada sobre el tamaño de las manos en tablas de *Anexo A*.

3.3 Peso y Estructura

Como se habló en *Capítulo 2: La Mano Humana*, sección *2.5*, la mano humana representa alrededor del $0{,}66\%$ del peso total del individuo [8], en un hombre adulto el promedio de este peso son cerca de $500\ [g]$. Con esto en mente se pensó en un prototipo impreso en plástico PLA, compuesto por 5 dedos y la palma.

Cada dedo está separado en tres falanges (proximal, media y distal), a excepción del dedo pulgar compuesto por dos falanges (proximal y distal) y un mecanismo de unión de dos partes entre el pulgar y la palma que permite el movimiento de oposición.

La palma está conformada por tres partes exteriores que corresponden al sistema de soporte principal de todos los componentes de la prótesis. En su interior se encuentra el mecanismo de agarre adaptativo conformado en primer lugar por la estructura que define el recorrido de las tres poleas y en segundo la tapa que permite la sujeción y cierre del conjunto. En la *Tabla* 3.3 se resumen los componentes antes mencionados.

Tabla 3.3 Componentes de la Prótesis.

Componente	Cantidad de componentes	Cantidad de subcomponentes
Dedos	5	3 falanges por dedo (2 para el pulgar)
Falanges	14	-
Mecanismo Unión pulgar-palma	1	2
Palma/Dorso	1	2
Mecanismo de agarre adaptativo	1	2
Poleas	3	-

Fuente: Elaboración propia en base a componentes de prototipo.

Los actuadores y sus respectivos soportes se instalarán de manera externa a la prótesis y, en el caso de instalarse en una persona, irán sujetados al antebrazo del usuario, por lo que su peso no se considera dentro de lo que soportará directamente la extremidad residual del sujeto. Ya que para las pruebas no se cuenta con un posible usuario de la prótesis, el soporte está diseñado sin anclaje al antebrazo y solo como sostén para la prótesis y los actuadores, facilitando la realización de las pruebas.

El soporte será impreso junto a las poleas de los actuadores en plástico PLA al igual que el resto de los componentes y, por recomendación, se utilizarán servomotores como actuadores junto a un sistema de control Arduino Uno. Estos componentes, a excepción del sistema Arduino, están listados en la *Tabla 3.4*.

Tabla 3.4 Componentes antebrazo

Sujeción antebrazo	**Cantidad de componentes**
Actuadores	3
Poleas para los actuadores	3
Soporte de los actuadores	1

Fuente: Elaboración propia en base a componentes de prototipo.

3.4 Fuerza de agarre

La fuerza de agarre está determinada por los actuadores utilizados, el diseño de los dedos y el sistema de agarre adaptativo desarrollado; es por este último punto que, pese a presentar el mismo diseño y solo variar en su forma, las pérdidas generadas por el uso de poleas hacen que el dedo índice logre una mayor fuerza de agarre que los dedos medio, anular y meñique, accionándose con un mismo modelo de actuador.

4 Capítulo 4: Desarrollo de la Prótesis

4.1 Necesidades del usuario:

Una vez definidas las especificaciones, características y estructura anatómica de la mano es necesario precisar los requerimientos mínimos del usuario con el fin de seleccionar la mejor alternativa para la generación de los prototipos.

4.1.1 Atributos

- Agradable a la vista
- Alta mantenibilidad[1]
- Antropomorfo
- Bajo mantenimiento
- Bajo período de adaptación
- Capaz de sostener diversas formas
- Costo de manufactura bajo
- Disponible en diferentes tamaños
- Ergonómico
- Fuerza de agarre similar a la real
- Grado de protección mínimo IP67[2] en componentes eléctricos/electrónicos
- Larga vida útil
- Liviano
- Modular
- Poseer bordes no filosos
- Resistente a la fatiga
- Resistente a los golpes
- Soporte firme con sección amputada

[1] Según la norma UNE 60706, mantenibilidad se define como "la capacidad de un elemento (…) para ser restaurado a un estado en el que pueda realizar la función requerida (…)"
[2] Grado de protección IP en referencia a la norma internacional IEC 60529. [6]: El polvo no debe entrar bajo ninguna circunstancia. [7]: No debe entrar agua.

4.1.2 Objetivos, funciones y restricciones

Tabla 4.1 Lista de atributos distribuidos en objetivos, restricciones y funciones.

Objetivos	Restricciones	Funciones
• Agradable a la vista • Alta mantenibilidad • Antropomorfo • Bajo mantenimiento • Bajo periodo de adaptación • Costo de manufactura bajo • Disponible en diferentes tamaños • Ergonómico • Larga vida útil • Liviano • Modular • Poseer bordes no filosos • Soporte firme con sección amputada	• Grado de protección mínimo IP67 en componentes eléctricos/electrónicos	• Capaz de sostener diversas formas • Fuerza de agarre similar a la real

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3 Lista jerarquizada de objetivos

Tabla 4.2 Distribución de los objetivos divididos en los aspectos de Apariencia, Seguridad, Costo y Desempeño.

Desempeño	Seguridad	Apariencia	Costo
1. Alta mantenibilidad 2. Bajo mantenimiento 3. Bajo periodo de adaptación 4. Disponible en diferentes tamaños 5. Ergonómico 6. Larga vida útil 7. Liviano 8. Modular	1. Poseer bordes no filosos 2. Soporte firme con sección amputada	1. Agradable a la vista 2. Antropomorfo	1. Costo de manufactura bajo

Fuente: Elaboración propia.

4.1.4 Tablas de comparación y resultados

Tabla 4.3 Comparación de características del diseño según categoría y peso

Criterio	Desempeño	Seguridad	Apariencia	Costo	Suma fila	Peso absoluto
Desempeño	1,00	2,00	4,00	2,00	9,00	39,22%
Seguridad	0,50	1,00	5,00	2,00	8,50	37,04%
Apariencia	0,25	0,20	1,00	1,00	2,45	10,68%
Costo	0,50	0,50	1,00	1,00	3,00	13,07%
Total					22,95	100,00%

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.4 Comparación de atributos en la categoría de Desempeño

Desempeño											
Criterio	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**Suma fila**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1	1,00	1,00	1,50	3,00	1,50	0,75	0,25	1,00	10,00	12,18%	4,78%
2	1,00	1,00	1,50	3,00	1,50	0,50	0,25	1,00	9,75	11,88%	4,66%
3	0,67	0,67	1,00	2,00	1,00	1,50	0,75	0,75	8,33	10,15%	3,98%
4	0,33	0,33	0,50	1,00	0,50	1,00	0,25	0,75	4,67	5,69%	2,23%
5	0,67	0,67	1,00	2,00	1,00	2,00	0,75	3,00	11,08	13,50%	5,30%
6	1,33	2,00	0,67	1,00	0,50	1,00	0,25	2,00	8,75	10,66%	4,18%
7	4,00	4,00	1,33	4,00	1,33	4,00	1,00	3,00	22,67	27,61%	10,83%
8	1,00	1,00	1,33	1,33	0,33	0,50	0,33	1,00	6,83	8,32%	3,26%
Total									80,75	100,00%	39,22%

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.5 Comparación de atributos en la categoría de Seguridad

Seguridad					
Atributo	**1**	**2**	**Suma fila**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1	1,00	0,75	1,75	42,86%	15,87%
2	1,33	1,00	2,33	57,14%	21,16%
Total			4,08	100,00%	37,04%

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.6 Comparación de atributos en la categoría de Apariencia

Apariencia					
Atributo	**1**	**2**	**Suma fila**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1	1,00	0,50	1,50	33,33%	3,56%
2	2,00	1,00	3,00	66,67%	7,12%
Total			4,50	100,00%	10,68%

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.7 Comparación de atributos en la categoría de Costo

Costo				
Atributo	**1**	**Suma fila**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1	1,00	1,00	100,00%	13,07%
Total		1,00	100,00%	13,07%

Fuente: Elaboración propia.

4.1.5 Selección de alternativa

En base al estudio realizado en las secciones anteriores, se determinaron tres alternativas generales que atienden tanto los objetivos en 4.1.2 como a los requerimientos del paciente:

- **Alternativa 1:** Prótesis de fibra de carbono con cinco dedos capaz de imitar todos los movimientos de la mano humana por medio de tendones conectados a actuadores individuales. Los dedos están conformados por todas sus falanges y presenta dimensiones antropomórficas.

• **Alternativa 2:** Prótesis fabricada en plástico con tres dedos capaz de imitar sólo movimientos de flexión-extensión de los dedos con actuadores individuales para cada dedo. Las falanges distal y media están unidas en un solo conjunto.

• **Alternativa 3:** Prótesis fabricada en plástico PLA (Ácido poliáctico) por métodos de impresión 3D, con cinco dedos y capaz de realizar movimientos de flexión-extensión en todo ellos y de oposición-reposición en el dedo pulgar. Cuenta con la capacidad de realizar agarre adaptativo de objetos gracias a un mecanismo de poleas que acciona los tres últimos dedos por medio de un solo actuadores y movimiento independiente para los dedos índice y pulgar con accionamiento individual. Los dedos están conformados por todas sus falanges y la prótesis presenta dimensiones antropomórficas.

Tabla 4.8 Tabla de resultados de peso para cada atributo en las alternativas presentadas.

Criterio de selección	Peso	Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3	
		Tasa	Puntaje	Tasa	Puntaje	Tasa	Puntaje
Agradable a la vista	3,56%	3	0,11	1	0,04	3	0,11
Alta mantenibilidad	4,78%	2	0,10	3	0,14	2	0,10
Antropomorfo	7,12%	3	0,21	1	0,07	3	0,21
Bajo mantenimiento	4,66%	3	0,14	3	0,14	3	0,14
Bajo periodo de adaptación	3,98%	2	0,08	2	0,08	2	0,08
Costo de manufactura bajo	13,07%	1	0,13	3	0,39	3	0,39
Disponible en diferentes tamaños	2,23%	3	0,07	1	0,02	3	0,07
Ergonómico	5,30%	3	0,16	1	0,05	3	0,16
Larga vida útil	4,18%	2	0,08	3	0,13	2	0,08
Liviano	10,83%	1	0,11	3	0,32	2	0,22
Modular	3,26%	2	0,07	2	0,07	3	0,10
Poseer bordes no filosos	15,87%	3	0,48	3	0,48	3	0,48
Soporte firme con sección amputada	21,16%	3	0,63	2	0,42	3	0,63
Total	100,00%		2,36		2,35		2,76

Fuente: Elaboración propia.

Realizando el análisis de pesos para cada alternativa, se llega a la conclusión de que la mejor alternativa es la numero 3. Con esto como base se inicia el desarrollo y posterior construcción del prototipo de prueba.

4.2 Prototipo 1

El primer prototipo de prótesis es desarrollado a partir de un modelo 3D proporcionado por el Dpartamento de Mecánica, el cual fue obtenido desde "*Enabling The Future*[1]" y luego impreso en 3D por medio de la máquina MakerBot.

Usándolo como base, se realizaron nuevas impresiones de piezas con las que se probó un sistema de agarre adaptativo en donde el cierre de los dedos es diferenciado dependiendo del punto de detención de estos, lo que se logra a partir de un sistema de poleas y tendones unidos a los dedos de la prótesis. El primer prototipo del sistema de agarre considera sólo el movimiento de los dedos meñique, anular, medio e índice, dejando el pulgar para futuras revisiones debido a su mayor complejidad de acción.

El movimiento de flexión - extensión de los dedos se realiza por medio de 9 tendones distintos: los primeros son los tendones tensores ubicados a lo largo de toda la sección posterior de la prótesis y permiten el movimiento de extensión de los dedos. Luego, se tienen los tendones de flexión ubicados internamente en cada dedo y conectados directamente a las poleas de acción del sistema. Finalmente, los tendones de acción, que conectan las poleas ubicadas en la palma de la prótesis con el actuador completan el sistema de flexión - extensión de los dedos.

Los primeros problemas encontrados con este modelo se presentaron en el cierre de la mano, donde todos los dedos presentan el mismo largo no proporcional al tamaño de la palma ni al respectivo largo de una mano humana real; lo anterior provoca dificultades en la toma de objetos pequeños y en la realización de pruebas más reales del sistema de cierre adaptativo. Sumado a lo anterior, los materiales de impresión presentan bajo roce, por lo que muchos objetos, pese a ser agarrados, resbalan de la mano.

En cuanto a los materiales, estructuralmente la prótesis está conformada en su totalidad por plástico PLA (Ácido poliáctico) debido a la facilidad de trabajar este con las impresoras 3D disponibles, por sus reducidas deformaciones mientras se imprime y a la hora

[1] http://enablingthefuture.org/

de enfriarse, lo que permite producir modelos complejos para imprimir. Por el lado de los tendones, que cumplen la función de accionar los dedos, se tienen de 3 materiales distintos en este prototipo: los primeros son los tensores, para los que se utiliza hilo elástico de algodón/poliéster. Posteriormente, los tendones de flexión, elaborados con hilo de algodón. Finalmente, los tendones de acción, fabricados con hilo de nailon.

Para el siguiente prototipo se pretende mejorar el diseño de la mano, haciéndola parecer una mano más antropomórfica. Además, se espera integrar de mejor manera el sistema de agarre adaptativo dentro de la prótesis.

4.3 Prototipo 2

En base a lo establecido en el capítulo anterior (*Capítulo 3: La Prótesis*) y a las consideraciones de diseño del punto *4.1* y de las pruebas del punto *4.2*, se desarrolló un modelo 3D de todos los componentes de la prótesis utilizando el programa *Autodesk Inventor Professional 2018* con licencia estudiantil proporcionada por un convenio de la universidad.

Usando como base un modelo 3D de los huesos de la mano (*Figura 4.1*) se comenzó el diseño del prototipo dando forma a la palma y el dorso de la prótesis. Aquí se consideró el soporte para los dedos y del sistema de agarre adaptativo por medio de poleas.

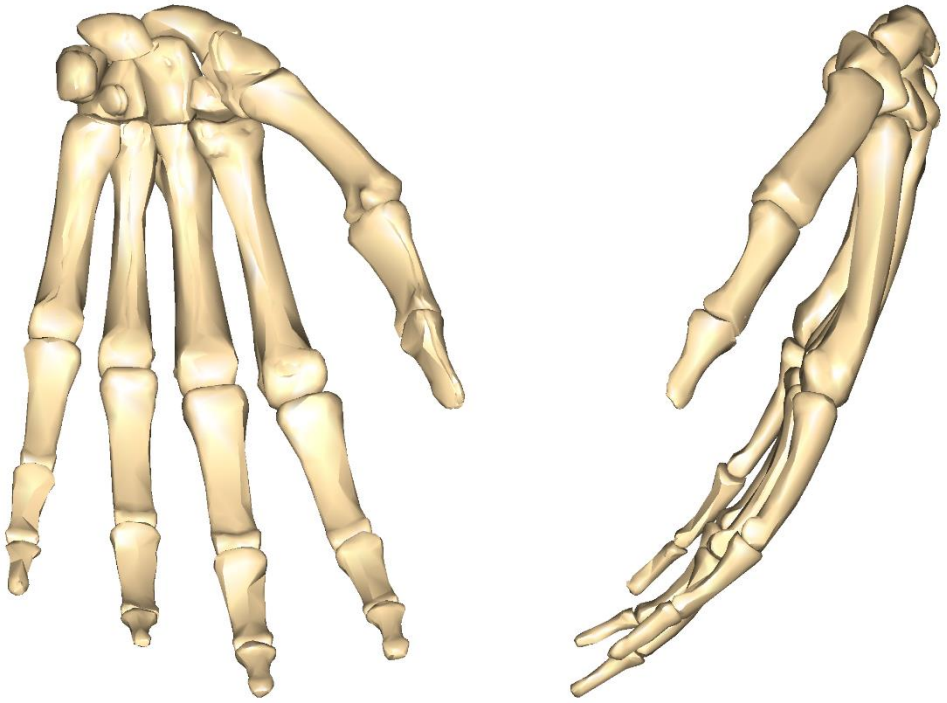

Figura 4.1 Vista palmar y lateral del esqueleto de la mano izquierda. Sitio web de Anatomografía **[9]** (vista Palmar) y **[10]** (vista Lateral)

Las medidas de ancho y longitud de la palma se obtuvieron a partir de la tabla de datos de la *Figura A*.1, mientras que la medida de longitud de cada dedo se adquirió de las tablas de datos de la *Figura A*.2, *Figura A*.3, *Figura A*.4, *Figura A*.5 y *Figura A*.6 para la mano izquierda de un hombre en el rango etario de 25-29 años, las que fueron definidas y resumidas en la *Tabla 3.2* en el capítulo anterior. Los datos no presentados en el estudio [7], como la profundidad de la mano y el ancho de los dedos, se obtuvieron mediante criterio ingenieril en base a proporcionalidad obtenida del modelo de la *Figura 4.1* y mediciones de la mano del autor.

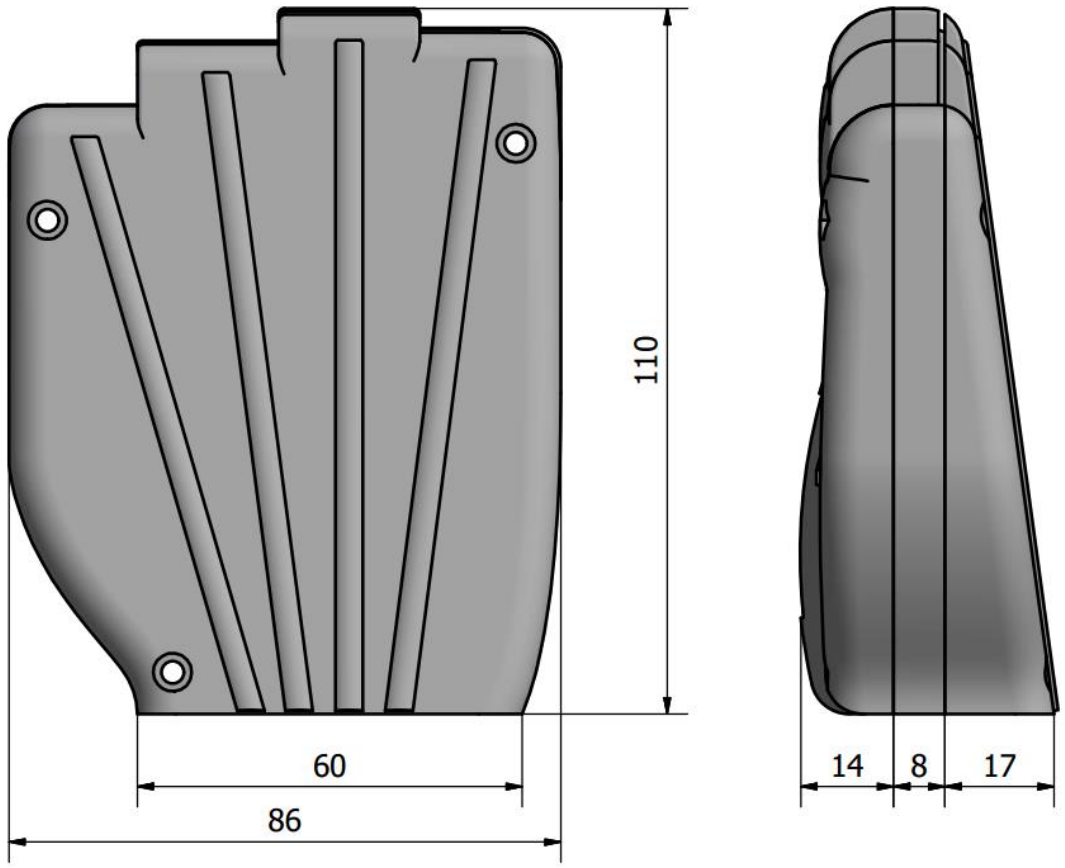

Figura 4.2 Cotas palma ensamblada de la prótesis. Distancias en milímetros.

La palma (*Figura 4.2*) se modeló en tres partes: una posterior (el dorso de la palma, *Figura 4.3*), una intermedia (*Figura 4.4*) y una anterior (la palma en sí, *Figura 4.5*). Cada parte del conjunto fue elaborada parcialmente hueca en su interior con el fin de contener el mecanismo de poleas para el sistema de agarre adaptativo, disminuir el peso de la palma y permitir el paso de los tendones.

El dorso (*Figura 4.3*) se modeló principalmente con la función de cerrar y soportar el resto del conjunto por medio de pernos, además de darle una vista más antropomórfica al modelo. Su zona interior es hueca para disminuir el peso del conjunto y la superior presenta un pequeño ángulo establecido para dar mayor similitud del conjunto al de una mano humana real.

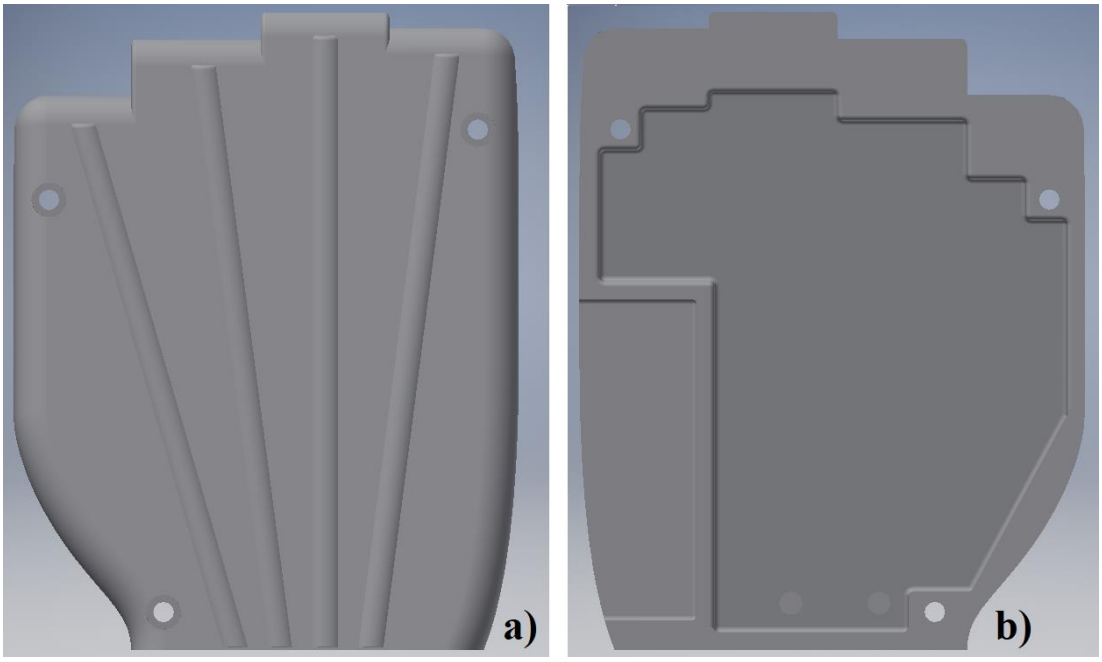

Figura 4.3 Modelo 3D: Sección posterior o Dorso de la prótesis. **a)** Vista Posterior. **b)** Vista Anterior/Interior.

La sección intermedia (*Figura 4.4*) se pensó como soporte principal para los dedos junto a la palma y además para facilitar el ensamblaje del conjunto. Esta está conformada principalmente por sus bordes para dejar el espacio interior para el paso de los tendones de extensión de los dedos. Además, presenta un cambio de sección que permite que el tendón de extensión del dedo pulgar no tope con el resto de los tendones.

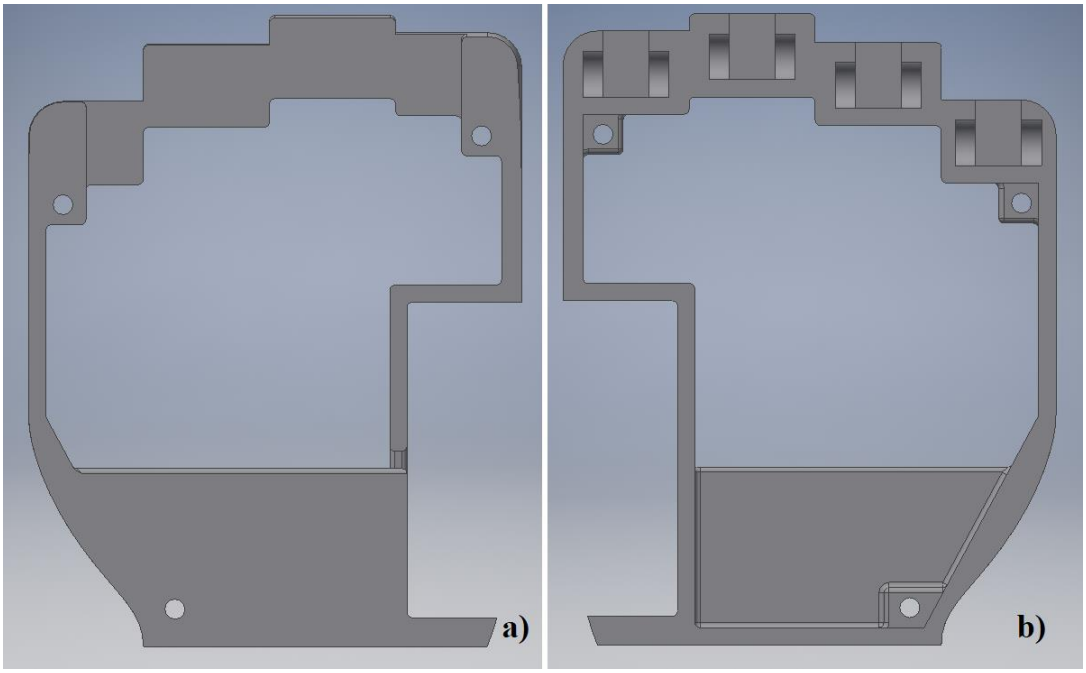

Figura 4.4 Modelo 3D: Sección intermedia de la prótesis. **a)** Vista Posterior. **b)** Vista Anterior/Interior.

En tanto la palma (*Figura 4.5*) se desarrolló con dos funciones en mente: la de soportar los dedos y la de contener y retener en su interior el mecanismo que permite el agarre adaptativo de los dedos. En el diseño de ambas partes se consideran perforaciones que permiten el paso tanto de los tendones de extensión como los de flexión. Al momento del armado, el dorso y la palma se atornillan por medio de tres pernos y sus respectivas tuercas para contener y mantener los dedos en su lugar.

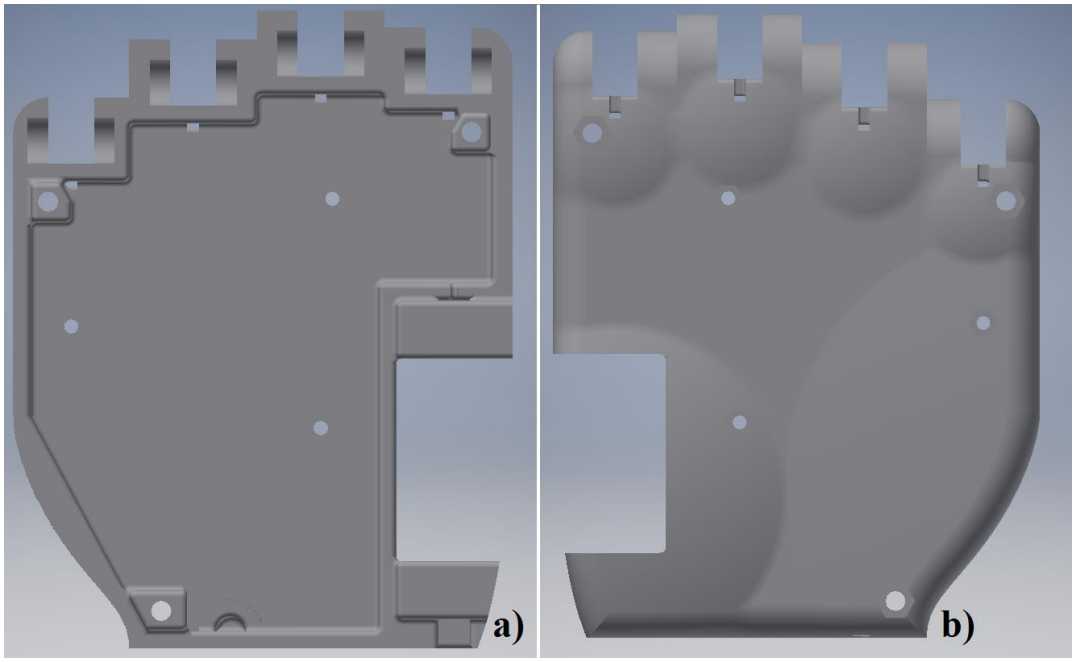

Figura 4.5 Modelo 3D: Sección anterior o Palma de la prótesis. **a)** Vista Posterior/Interior. **b)** Vista Anterior.

El mecanismo que permite el agarre adaptativo se modeló en dos partes (*Figura 4.6*): la inferior y principal de éste se diseñó con tres rutas que sirven como guías para las poleas que tensan los tendones de flexión de los dedos meñique, anular y medio. La parte superior cumple la función de tapa y permite mantener las poleas en su posición. Ambas partes van atornilladas a la palma de la prótesis por medio de tres pernos con sus respectivas tuercas.

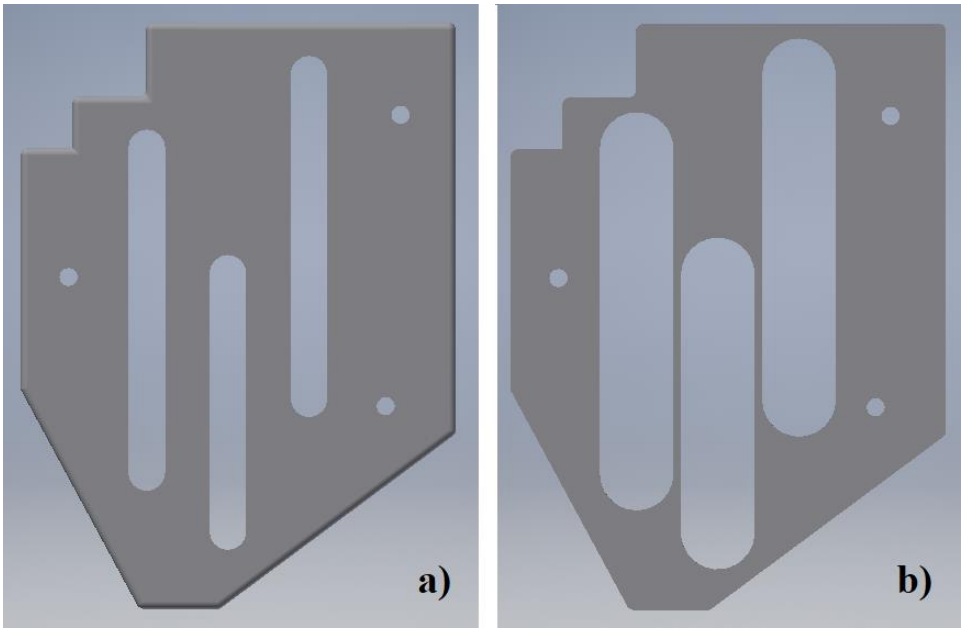

Figura 4.6 Modelo 3D: Sistema de agarre adaptativo. **a)** Sección Posterior. **b)** Sección Anterior.

Una vez lista la palma, se modelaron los dedos (*Figura 4.7* y *Figura 4.8*) y el mecanismo de unión y acción que presenta el pulgar a la palma (*Figura 4.9*). En cada una de las falanges de los dedos se realizaron perforaciones en su sección anterior con el fin de permitir el paso de los tendones para la flexión. En versiones preliminares estas cavidades se encontraban a una misma distancia desde la articulación o eje de giro, pero con el fin de permitir un accionamiento diferenciado de las falanges, estas se adaptaron para activar, en primera instancia, la falange proximal, luego la media y, finalmente, la distal.

Para la extensión, al igual que para la flexión, se realizaron perforaciones para el paso de los tendones en base a hilo nailon en cada una de las falanges. Como estas cavidades cumplen la función de retorno a la posición de reposo al realizar la extensión de los dedos no se necesita un orden de accionamiento en las falanges, por lo que se diseñaron todas a la misma distancia del eje de giro.

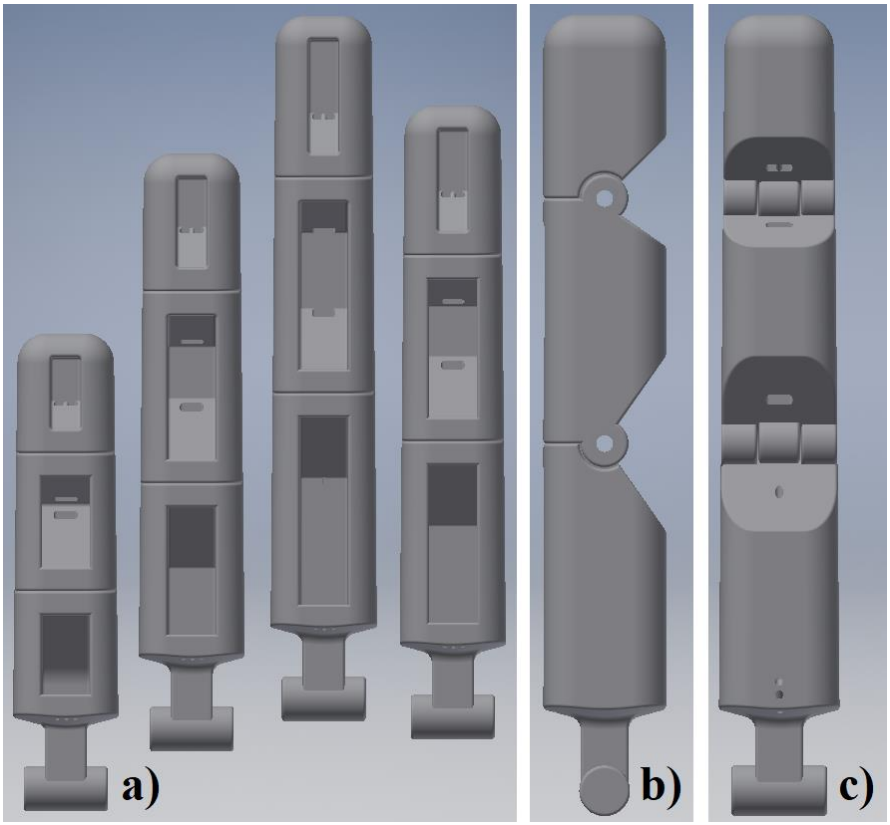

Figura 4.7 Modelo 3D: Dedos de la prótesis. **a)** Vista posterior dedos meñique, anular, medio e índice. **b)** Vista lateral dedo índice. **c)** Vista anterior dedo índice.

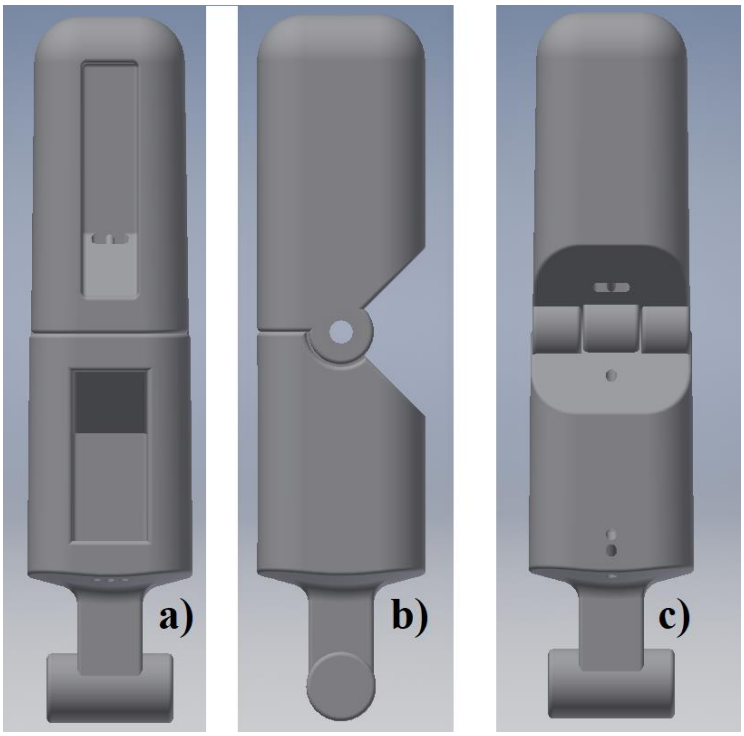

Figura 4.8 Modelo 3D: Dedo pulgar de la prótesis. **a)** Vista Posterior. **b)** Vista lateral. **c)** Vista Anterior.

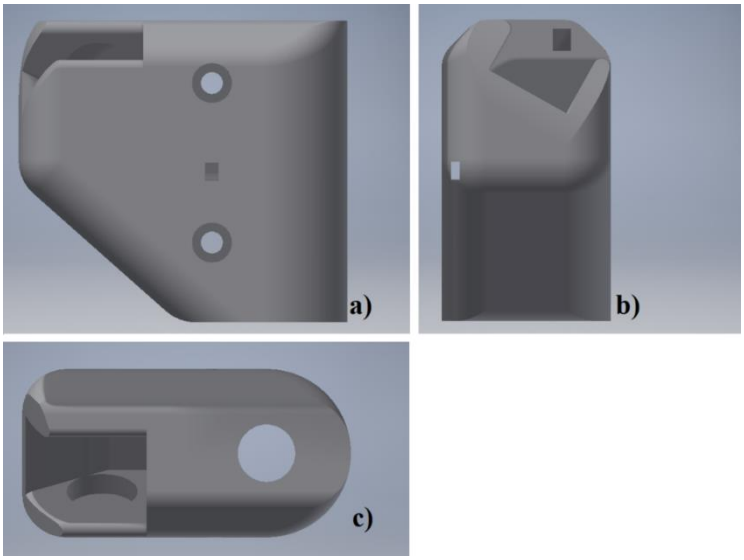

Figura 4.9 Modelo 3D: Unión Pulgar-Palma. **a)** Vista Posterior. **b)** Vista lateral. **c)** Vista distal.

Finalmente, y con todas las partes de las prótesis modeladas, se ensambla el modelo (*Figura 4.10*) para mostrar cómo se verá montado previo a la etapa de impresión y construcción.

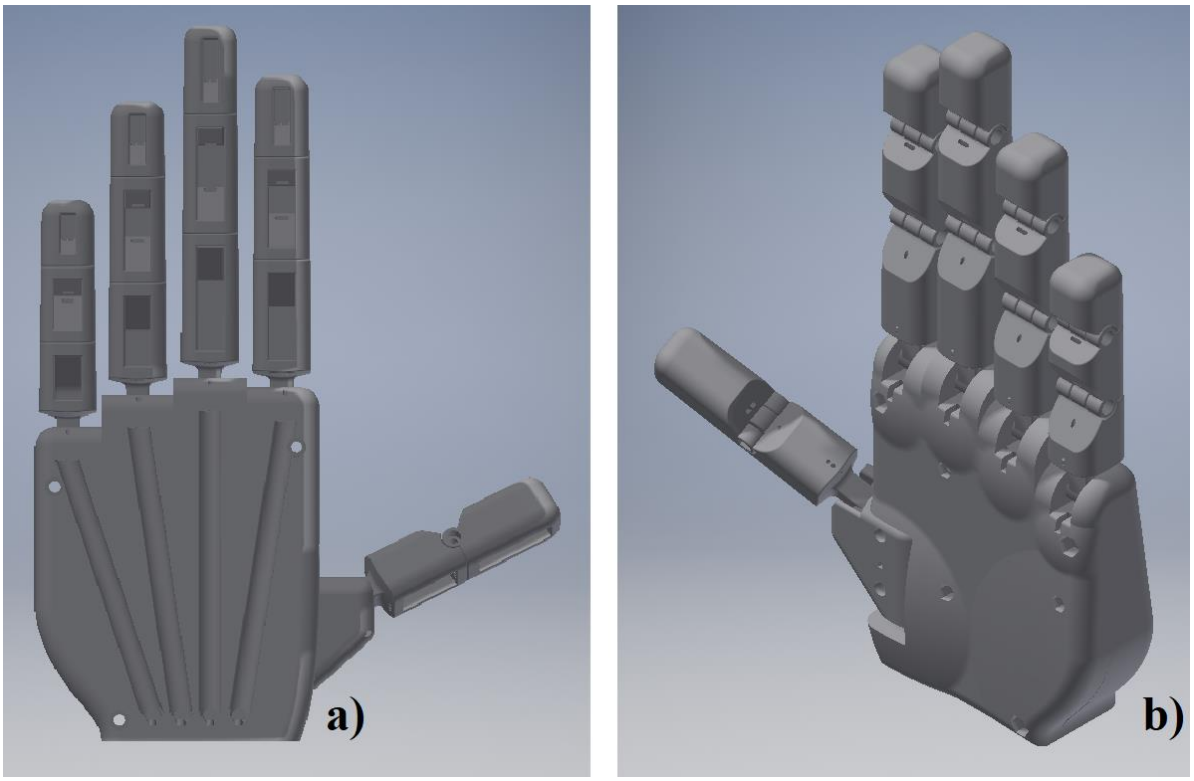

Figura 4.10 Modelo 3D: Prótesis ensamblada. **a)** Vista Posterior. **b)** Vista isométrica anterior-lateral.

4.4 Soporte

Utilizando como molde el modelo de la prótesis, se generó la sección de sujeción de esta al soporte; luego se generó la base y las cavidades para los servomotores, obteniendo el modelo 3D del soporte como se ve en la *Figura 4.11*.

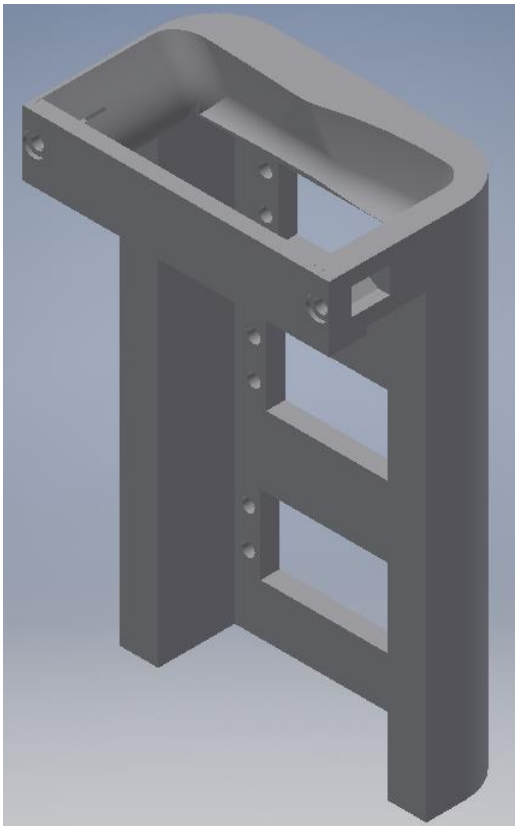

Figura 4.11 Modelos 3D: Soporte de la prótesis y los Servomotores.

Ya con el modelo 3D de todos los componentes de la prótesis y su soporte, se procede a su fabricación, construcción y, finalmente, a la realización de pruebas del prototipo.

5 Capítulo 5: Construcción, Funcionamiento y Resultados

5.1 Impresión, Construcción y Componentes

5.1.1 Prótesis

Por medio de los equipos de impresión 3D *Ultimaker 2 Extended* del *Departamento de Mecánica* y *Ultimaker 3 Extended* de *FabLab UTFSM*, se imprimieron cada una de las piezas de la prótesis en plástico PLA de $3{,}00\ [mm]$ para obtener el modelo ensamblado (*Figura 5.1*).

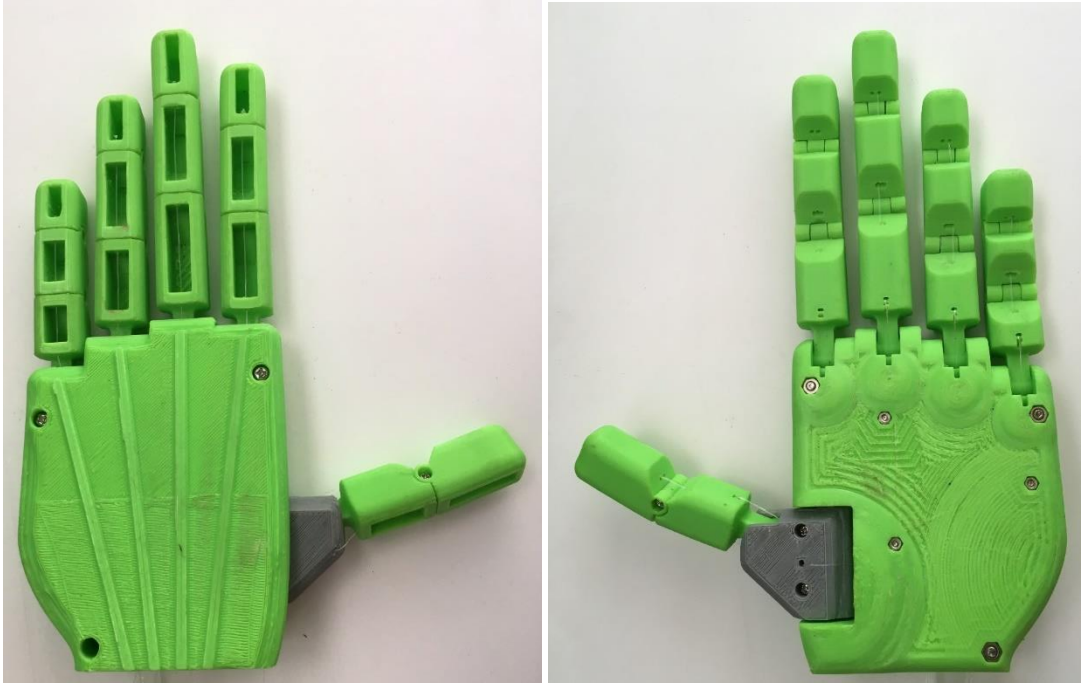

Figura 5.1 Prótesis ensamblada. Vista posterior y anterior.

El modelo se ensambló mediante una serie de elementos mecánicos que otorgan tanto estabilidad como una serie de acciones al sistema. A continuación, se describen los elementos usados para cada una de las partes:

- Cada uno de los dedos y el mecanismo de unión palma-pulgar están soportados por una serie de pernos M2x12 con tuercas M2. En los dedos, además de cumplir la función de sujeción, sirven como ejes de rotación para la flexión de cada una de las falanges.
- Interiormente el mecanismo de agarre adaptativo se sostiene por medio de pernos M2x12 con tuercas M2 unidos a la sección anterior de la palma.

- La palma, en sus tres partes y soportando todo el resto de los componentes, se ensambla por medio de pernos M4x20 y tuercas M4.
- Los movimientos de flexión y extensión de los dedos se generan por el giro de una polea unida a un servomotor en el soporte de la prótesis.
- Cada dedo cuenta con dos tendones por las caras anterior y posterior respectivamente, para los movimientos de flexión y de extensión, que van, en el caso del índice y del pulgar, desde la falange distal hasta la polea del servomotor.
- En los dedos medio, anular y meñique se generan los movimientos de flexión y extensión por medio de un solo servomotor. Para la flexión se une la polea del servomotor por medio de un tendón a la polea principal del mecanismo de agarre adaptativo, la que luego acciona las siguientes dos poleas y, finalmente, realiza la flexión de los dedos. En el caso de la extensión, cada dedo tiene su tendón que, fuera de la palma, se unen entre sí en un solo tendón que se conecta a la polea del servomotor.
- Finalmente, la flexión/extensión y la oposición/reposición dedo pulgar se realiza por medio de un solo servomotor.

Todos los componentes antes mencionados que se encuentran dentro de la prótesis son resumidos en la siguiente *Tabla 5.1:*

Tabla 5.1 Componentes ensamble Prótesis.

Dedos Índice, Medio, Anular y Meñique	Cantidad total de componentes
Pernos M2x12	8
Tuercas M2	8
Dedo Pulgar y Mecanismo de Unión	
Pernos M2x12	3
Tuercas M2	3
Palma	
Pernos M2x12	3
Tuercas M2	3
Pernos M4x20	3
Tuercas M4	3
Pasador pulgar	1

Fuente: Elaboración propia.

5.1.2 Soporte y Servomotores

Al igual que la prótesis, el soporte se imprimió en plástico PLA gracias a los equipos de impresión 3D antes mencionados. Por medio de pernos M4x12 y tuercas M4 se agregaron los servomotores y se ensambló la prótesis al soporte.

Por recomendación, facilidad de uso y acceso, se utilizaron servomotores de alto torque, lo que permite un cierre completo y con la fuerza necesaria para sostener objetos.

El conjunto ensamblado de la prótesis, soporte y servomotores queda como se muestra en la siguiente *Figura 5.2*

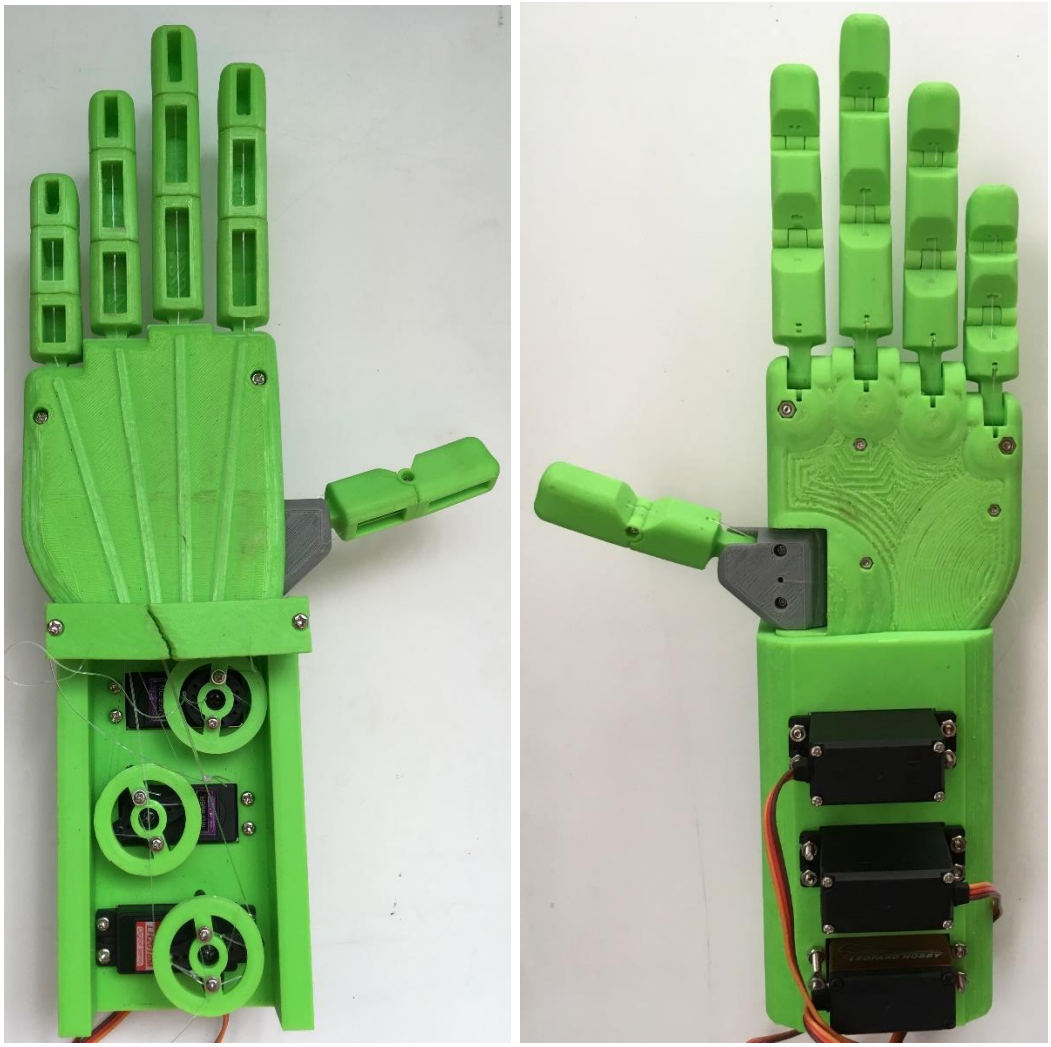

Figura 5.2 Conjunto completo ensamblado. Prótesis, soporte, servomotores y poleas.

La lista de componentes necesarios en el ensamblaje de la prótesis y los servomotores al soporte se presentan en la *Tabla 5.2*.

Tabla 5.2 Componentes ensamble Soporte.

Componentes ensamble Soporte	Cantidad de componentes	Total en el soporte
Pernos M4x12 por servomotor	4 c/u	12
Tuercas M4 por servomotor	4 c/u	12
Pernos M4x12 Sujeción prótesis	2	2
Tuercas M4 Sujeción prótesis	2	2

Fuente: Elaboración propia.

5.1.3 Control

Para el control de la prótesis se utilizó una placa Arduino Uno, conectada a tres servomotores por medio de una protoboard, los que son alimentados por una fuente de poder de $5[V]$.

Los servomotores utilizados tienen la capacidad de rotar de manera controlada 180º, los que por medio de código se controlan para generar el movimiento de flexión o extensión de los dedos. Gracias a su capacidad de moverse grado a grado o generar un movimiento completo de una sola vez, por medio de código, se puede generar un control relativamente coordinado de la prótesis para obtener los distintos tipos de presa y acciones que se requieran.

5.2 Resultados

5.2.1 Peso

Por medio de una balanza digital se pesó el conjunto de la prótesis ensamblada, considerando piezas plásticas impresas, hilos de nailon para la flexión y extensión, pernos y tuercas, todo esto en conjunto da un peso total para la prótesis de $200\ [g]$ aproximadamente.

El soporte de la prótesis más los servomotores y las poleas tienen un peso total de $285\ [g]$, lo que da, finalmente, un peso conjunto de $485\ [g]$.

Si se considera que el peso de la mano humana es de $500\ [g]$ (*véase Capítulo 2: La Mano Humana, subcapítulo 2.5 Pesos y Tamaños*) se obtiene que la prótesis sin soporte y con soporte pesan un 60% y un 3% respectivamente menos que la de un hombre adulto promedio.

5.2.2 Agarre adaptativo

Para comprobar el funcionamiento del sistema de agarre adaptativo de los dedos medio, anular y meñique, se hicieron pruebas de bloqueo individual de los dedos extendidos (*Figura 5.3*), bloqueo de dos dedos extendidos (*Figura 5.4*) y, por ultimo, bloqueos de las falanges medias (*Figura 5.5*) y proximales (*Figura 5.6*).

Figura 5.3 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo individual de dedos extendidos.

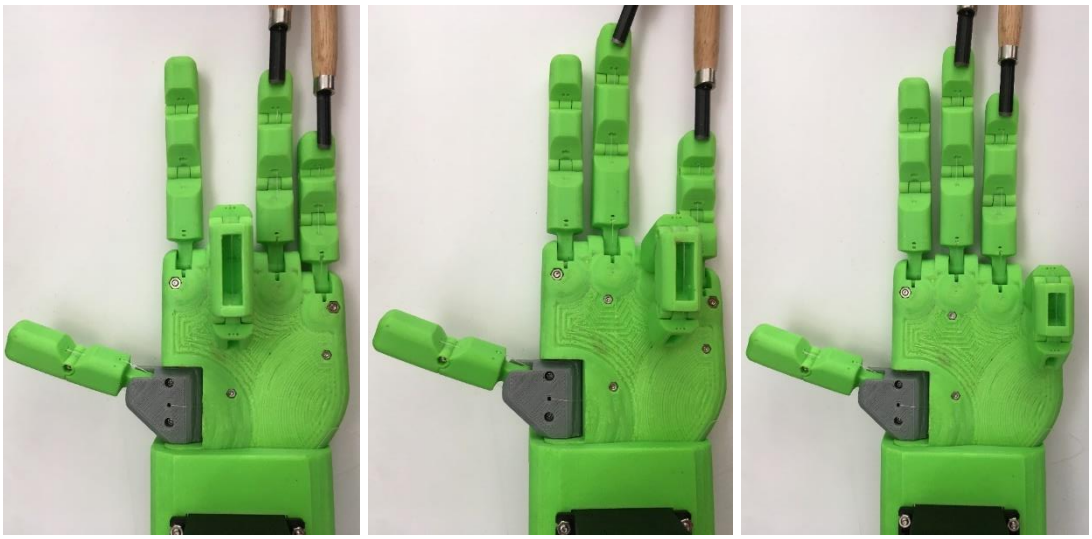

Figura 5.4 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo de dos dedos extendidos.

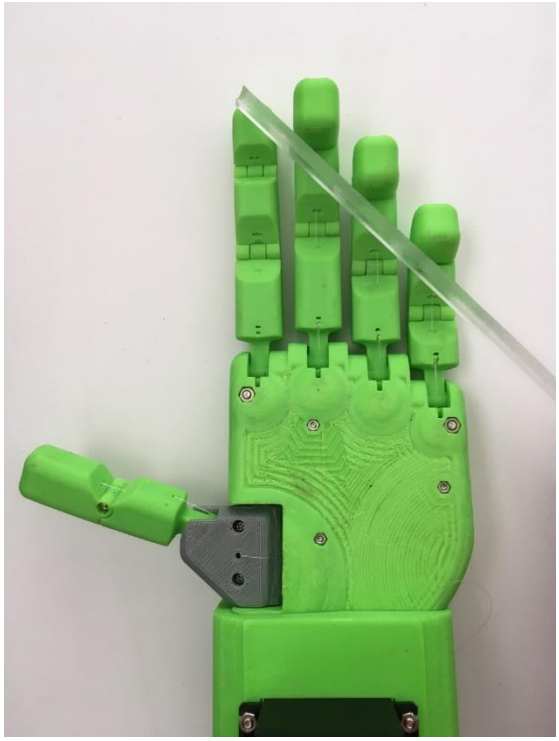

Figura 5.5 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo falange media.

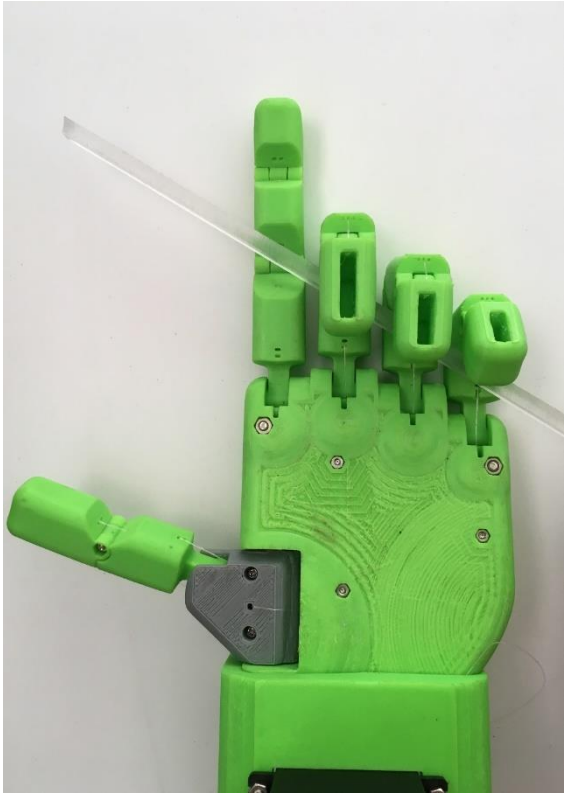

Figura 5.6 Prueba sistema de agarre adaptativo: Bloqueo falange proximal.

Con estas pruebas se comprobó el correcto funcionamiento del sistema de agarre adaptativo, pudiendo adaptarse individualmente o en conjunto cada uno de los dedos para la sujeción de objetos de variadas formas y tamaños.

5.2.3 Posibilidades de acción de la prótesis

En capítulos anteriores se habló sobre las capacidades de acción de la mano y de las capacidades que se esperan en la prótesis. Para comprobar estas acciones se realizaron pruebas buscando imitar cada tipo de presa antes mencionada.

A continuación se enumeran las capacidades que se esperaba que la prótesis realizara y sus respectivas pruebas:

- **Presas digitales:**
  - **Presas bidigitales**
    - Presa por **oposición terminal/termino-pulpejo** y por **oposición subterminal/del pulpejo** (*Figura 5.7*): para la realización de esta prueba se accionaron gradualmente los dedos pulgar e índice y, previo al movimiento final de contacto entre ambos, se ubicó una aguja entre los dedos, siendo la prótesis capaz de sostenerla y generar la presa.

Figura 5.7 Presa bidigital de la prótesis.

El movimiento anterior necesita de un accionamiento sumamente coordinado de los dedos índice y pulgar, además la falta de pulpejo en los dedos dificulta esta pinza de precisión.

- **Presas pluridigitales**: en esta prueba, al igual que la bidigital, se necesita de un movimiento gradual y coordinado de los dedos, principalmente del pulgar que se deja en una posición fija, se posiciona el objeto como si se fuese a tomar y se cierran el resto de los dedos. Gracias al sistema de agarre adaptativo es posible hacer presas tridigitales (*Figura 5.8*) y tetradigitales (*Figura 5.10*) del pulpejo, así como también presas tetradigitales de pulpejo pulgotridigital (*Figura 5.9*).

Figura 5.8 Presa Tridigital del Pulpejo

Figura 5.9 Presa Tetradigital del pulpejo

Figura 5.10 Presa Tetradigital del pulpejo pulgotridigital

Otros tipos de presa pluridigitales como la pentadigital pulpejo-lateral no tienen problemas en ser efectuadas, no así la presa pentadigital del pulpejo, ya que para objetos muy pequeños es necesaria la aducción del dedo meñique por lo que, en estas situaciones, la presa pasaría a ser tetradigital por la falta de contacto con el meñique.

- **Presas palmares:**
  - Prensión **digito-palmar (***Figura 5.11***)** en las pruebas realizadas para las presas digito palmares, por el bajo roce de la prótesis, fue necesario mantener el objeto en posición hasta el cierre de los dedos donde, posterior al cierre la prótesis, era capaz de sostener objetos de variadas formas y diámetros en gran medida gracias al sistema de agarre adaptativo.

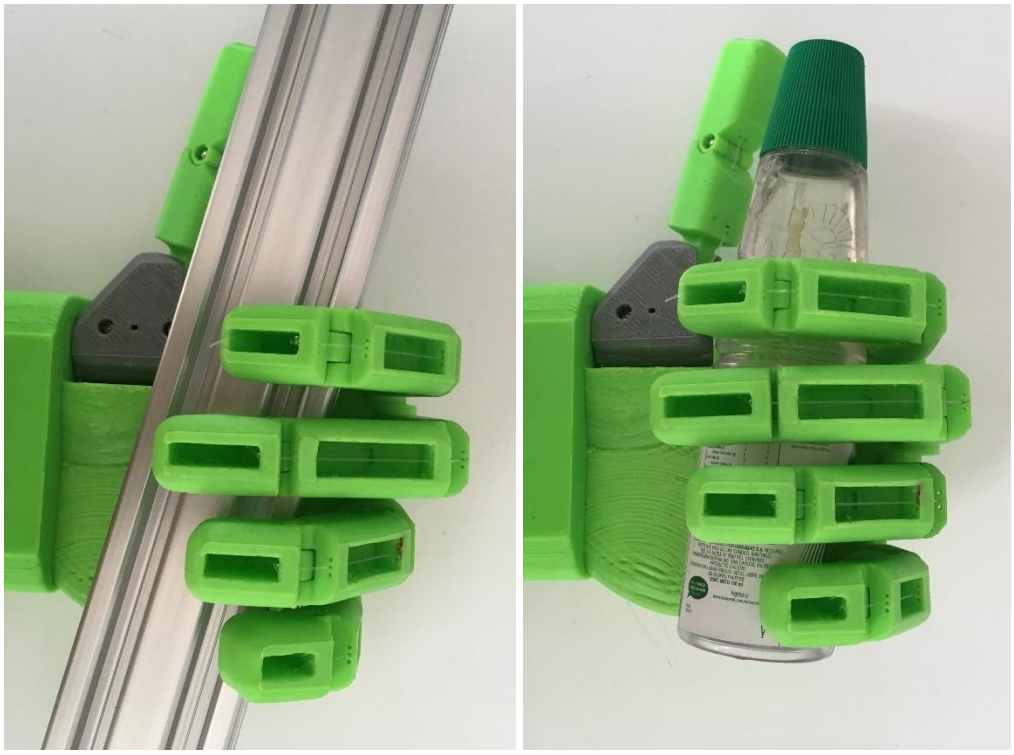

Figura 5.11 Presa digito-palmar de la prótesis.

En estas pruebas el cierre para la presa se realizó a máxima potencia y velocidad, sin mayor control sobre esta acción más que el dado por la misma prótesis.

  - Prensión **palmar con la totalidad de la mano** o **la totalidad de la palma**, para la realización de estas pruebas se movió el pulgar hasta la oposición, con el fin de servir como bloqueo del objeto a sujetar. Luego, se flectaron los otros cuatro dedos hasta envolver lo más posible el objeto y, finalmente, se flectó el pulgar para completar la prensión.

Dependiendo del objeto sujetado la presa, se adaptó para formar los distintos tipos de presa. En el caso de un objeto pequeño se generó una presa palmar bidigital (*Figura 5.12*).

Figura 5.12 Presa palmar bidigital.

Con un objeto de mayor diámetro y altura, los dedos se adaptaron para realizar presas palmares tridigitales (*Figura 5.13*) o tetradigitales (*Figura 5.14*) dependiendo de cómo se deseaba sujetar este.

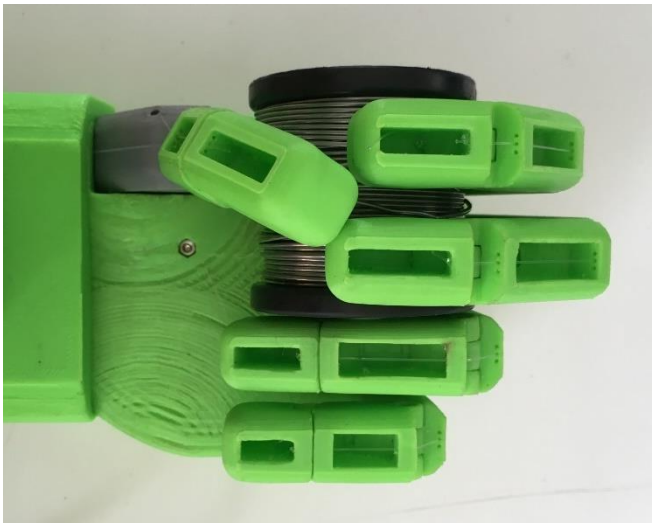

Figura 5.13 Presa palmar tridigital.

Figura 5.14 Presa palmar tetradigital.

Finalmente, para objetos de mayor amplitud se adecuó el cierre de la prótesis para la presa palmar pentadigital (*Figura 5.15*). Para diámetros mayores o diámetros menores se trabajó siempre a plena potencia del sistema y, en todos los casos, el agarre se adaptó sin problemas al objeto.

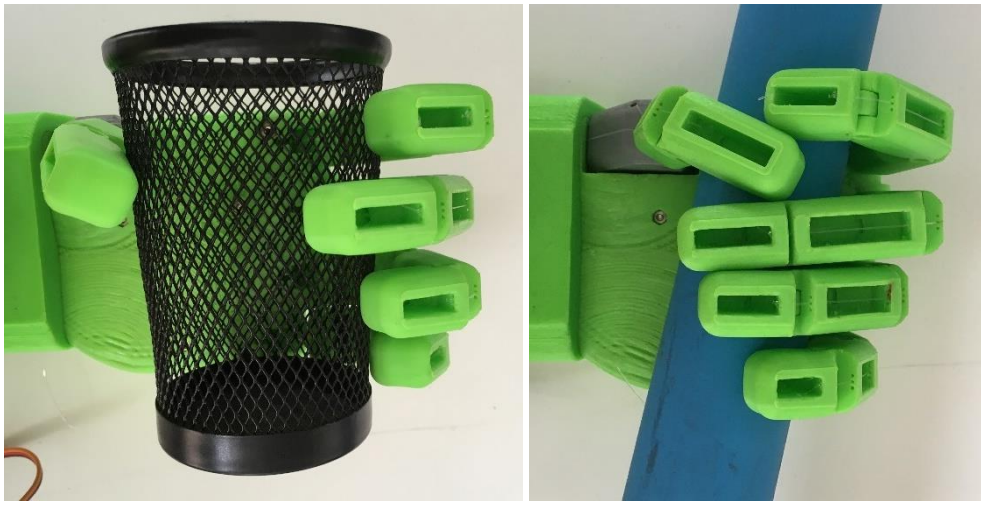

Figura 5.15 Presa palmar pentadigital.

- **Presas centradas** o **direccionales**, con un movimiento coordinado de los dedos y gracias a la abducción/aducción pasiva que presentan debido a la holgura de las partes, es posible realizar presas centradas (*Figura 5.16*).

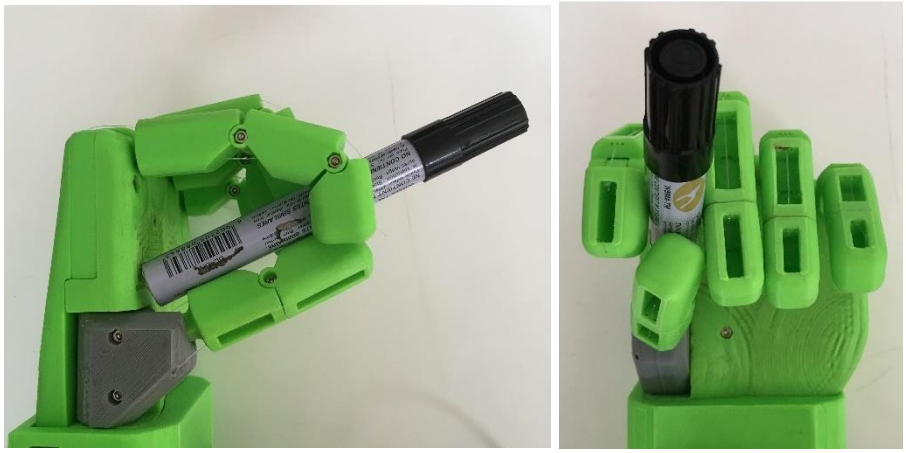

Figura 5.16 Presa direccional.

- **Presas con la gravedad**, realizando un movimiento gradual de los dedos es posible generar un semicuenco y posicionar la mano de manera cóncava (*Figura 5.17*).

Figura 5.17 Presa con la gravedad: “cóncava”.

En el caso del gancho (*Figura 5.18*), se activan los dedos a máxima potencia y se levanta la prótesis en posición invertida. En esta presa se depende totalmente de la fuerza de los servomotores para poder sostener distintos objetos.

Figura 5.18 Presa con la gravedad: Gancho.

En el punto *5.2.4* se presentan los pesos máximos que es capaz de soportar la prótesis utilizando presa con gravedad como gancho a modo de estudio de fuerza de agarre de los dedos.

- Para la **percusión,** tanto para las acciones de tecleo (*Figura 5.19*) como la de empuñar (*Figura 5.20*), se activan los servomotores para generar la flexión completa de los dedos.

En el primer caso, el dedo índice queda sin flectar con la intensión de que este pueda ser usado para poder teclear un ordenador o máquina de escribir. Como los dedos no presentan hiperextensión y el dedo índice este bloqueado por el servomotor, la acción de tecleo dependerá más del movimiento del resto del brazo del usuario más que de la prótesis en sí. Finalmente, el accionamiento individual del dedo índice permite que el resto de los dedos no interfiera a la hora de presionar las teclas.

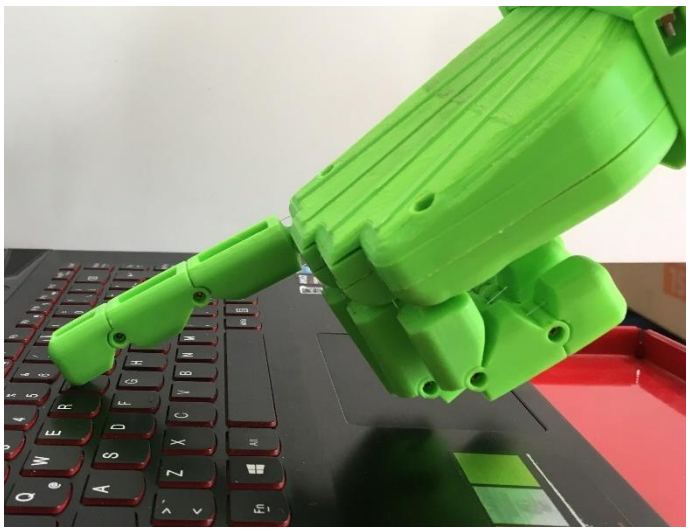

Figura 5.19 Percusión: teclear un ordenador.

Figura 5.20 Percusión: mano empuñada.

- El **contacto**, como el movimiento de un apretón de manos. En primer lugar se juntan ambas manos (biológica y artificial) por la cara palmar, para luego cerrar todos los dedos a máxima potencia, generando un apretón firme entre ambas (*Figura 5.21*).

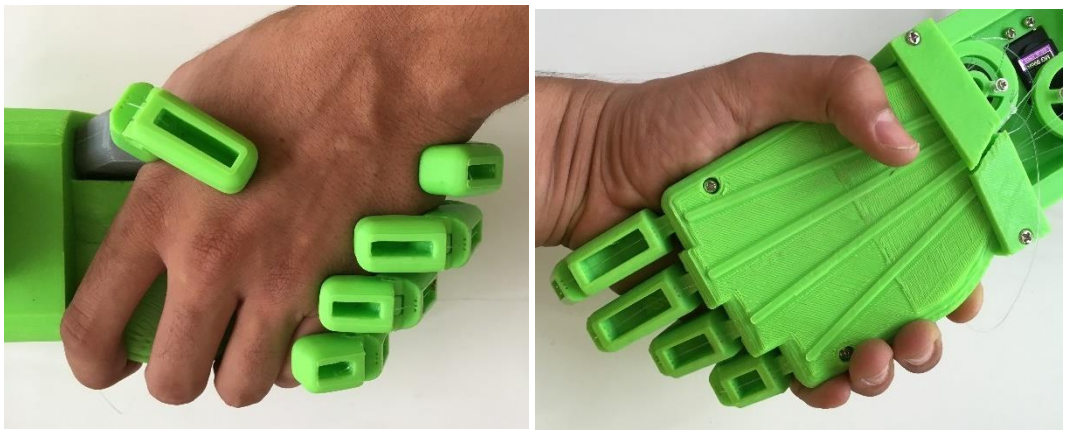

Figura 5.21 Contacto: apretón de manos.

- Para la **expresión gestual,** por ejemplo en la acción de señalar (*Figura 5.22*) y del pulgar arriba a modo de aprobación (*Figura 5.23*) se utilizaron los mismos métodos ya mencionados. Primero se activaron los servomotores de los dedos no utilizados en cada expresión a máxima potencia y luego se dejó el dedo índice o el dedo pulgar extendido, respectivamente a cada caso.

Figura 5.22 Expresión gestual: señalar.

Figura 5.23 Expresión gestual: Aprobación.

5.2.4 Fuerza

Ya que no se cuenta con los equipos necesarios para realizar pruebas de fuerza como las de los estudios presentados en el punto *2.4*, se realizaron pruebas del peso que es capaz de sostener la prótesis sin ceder. Para ello se recurrió al equipamiento del gimnasio de la universidad y se solicitaron mancuernas de 2.5, 3.0 y 5.0 $[kg]$.

El procedimiento fue el siguiente:

- Ubicar la prótesis por el mango de la mancuerna
- Cerrar todos los dedos a máxima potencia
- Levantar la prótesis en posición vertical invertida
- Mantener
- Volver a la posición inicial

De esto resulto que la prótesis, trabajando con los servomotores a la máxima potencia de $5[V]$ entregada por la fuente externa, es capaz de mantener el peso de $2.5[kg]$ y comenzó a ceder a los $3.0[kg]$, siendo ya incapaz de levantar $5.0\ [kg]$.

En el proceso de las pruebas se comprobó, como era de esperarse según lo dicho en el *Capítulo 3: La Prótesis*, que los dedos meñique, anular y medio presentan menos fuerza por el sistema de agarre adaptativo, por lo que fueron los primeros en ceder a la hora de sostener las mancuernas. Así, los $3.0[kg]$ son sostenidos, en un gran porcentaje, por el dedo índice y pulgar.

6 Conclusiones

La ejecución de este trabajo busca el cumplimiento de cinco objetivos específicos y un objetivo general, de los cuales se cumplieron de manera exitosa todos ellos. Como se vio en capítulos anteriores, el desarrollo no está ajeno a problemas y limitantes. En el prototipo de prótesis realizado, los movimientos de los dedos están condicionados tanto por la morfología biológica de la mano como por las restricciones tecnológicas actuales y del diseño en sí. Estas condiciones tienen como consecuencia que no sea posible imitar todos los grados de libertad y capacidades de acción de una mano real en un solo sistema compacto y liviano.

En cuanto a cada uno de los objetivos específicos abordados se tiene:

- "*Identificar y evaluar las manos prostéticas que existen actualmente en el mercado y en centros de investigación.*" Gracias al estudio realizado por Belter y su equipo fue posible evaluar algunas de las manos prostéticas más destacadas en la actualidad, analizando sus capacidades y limitantes. De esto se obtuvo la información necesaria para generar las bases, requerimientos mínimos, necesidades del usuario y posibilidades de mejora de la prótesis desarrollada.
- "*Definir las capacidades y especificaciones reales (fuerza de agarre, rango de movilidad, peso, tamaño) de la mano humana.*" La investigación continuó con el estudio de la anatomía y morfología de la mano, se analizó y definió qué huesos y articulaciones componen la mano, así como el rango de movilidad de cada dedo y las posibles acciones de la mano en su conjunto. A su vez, se investigó sobre los tamaños de la mano en Chile en donde, gracias al estudio de Binvignat y su equipo en el sur del país, se determinaron los tamaños promedio de ambas manos para hombres y mujeres, de distintos rangos etarios. Para completar la investigación, se determinó el peso máximo de la mano en relación porcentual al peso total del individuo, además de la fuerza que puede realizar la mano de un hombre adulto en base a distintas pruebas de agarre.
- "*Definir las capacidades y especificaciones de la prótesis.*" En cuanto a los requerimientos mínimos identificados en el estudio de las prótesis actuales y las capacidades y especificaciones definidas de la mano, se determinaron las respectivas para la prótesis, usando como base para ésta el tamaño de una mano izquierda promedio de un hombre de entre 25 a 29 años.
- "*Diseñar prótesis considerando las restricciones establecidas.*" La prótesis se diseñó teniendo como base las capacidades y especificaciones reales de una mano humana, a partir de lo cual se generaron y definieron las correspondientes para la prótesis en cuanto a forma,

tamaño, peso máximo, movimientos y posibilidades de acción necesarias para hacerla una prótesis funcional. Sobre estas consideraciones se diseñó el modelo 3D de la prótesis por medio del software de ingeniería *Autodesk Inventor*.

- *"Construir un prototipo funcional de la prótesis con sistema de agarre adaptativo."*

En base a lo anterior se fabricó y construyó, por medio de métodos de impresión 3D, un prototipo funcional de la prótesis, sin mayores limitantes en cuanto a diseño y forma de las partes más que el tamaño de las mismas. Esto principalmente gracias al uso de plástico PLA en la impresión que posee baja deformación durante la impresión y al enfriarse, y el uso de la última generación de impresoras *Ultimaker* facilitadas por *FabLab UTFSM*.

Finalmente, por el lado del objetivo general ("*Desarrollar un prototipo de prótesis de mano con sistema de agarre adaptativo para uso general en personas que presenten amputación a nivel de desarticulación de muñeca*.") a partir del estudio de las prótesis actuales del mercado y la biomecánica de la mano, se logró desarrollar un prototipo de una prótesis funcional, es decir, con la capacidad de imitar y realizar movimientos, acciones y agarres básicos de una mano humana para uso general en el grupo de personas mencionado. Se comprobó, además, que el sistema de agarre adaptativo por medio de poleas es eficaz y que, junto al accionamiento por medio de servomotores, permite al prototipo adaptar su cierre según el objeto que el usuario desee sujetar.

7 Trabajos futuros

Esta prótesis representa un primer acercamiento a un modelo factible, funcional y que, a su vez, presenta un amplio espectro para mejoras en futuros trabajos, en pos de disminuir, por un lado, el peso de este diseño sobre la muñeca y, por otro, el costo para financiar el prototipo, además de incrementar la operatividad de este

La ubicación actual de los actuadores (externo a la prótesis), fue motivada por el tamaño de estos, razón por la cual una mejora inmediata será la utilización de elementos con menores dimensiones, y así poder concentrar todo el sistema de acción dentro de la prótesis misma; esto último se podrá cumplir siempre y cuando el sistema de poleas para el agarre adaptativo también mejore sus características. Dentro de los cambios y mejoras que se deben considerar se presentan las siguientes:

1. Simplificar el ensamblaje del sistema bajo dos miradas: la unión de las piezas que lo componen y el acoplado del sistema con los restantes componentes de la prótesis.
2. Cambiar los materiales en las poleas para reducir el roce de los tendones y simplificar el proceso productivo.
3. Incorporar elementos que permitan entregar fuerza de manera diferenciada entre los dedos que componen el conjunto, de modo que ésta sea mayor en el dedo medio y menor en el meñique.
4. Finalmente, optimizar la entrega de fuerza desde los motores hasta los dedos, ya que el sistema de poleas genera una disminución de ésta.

Con relación a reducir el peso, el actual diseño de la prótesis está abierto a mejoras para disminuir la cantidad de material necesario para fabricarlo. No obstante, existe una restricción tecnológica respecto a los elementos utilizados en su elaboración, ya que al usar impresión 3D la oferta existente en el mercado es limitada; ahora bien, esto se puede compensar con la actual disponibilidad de equipos de mejor calidad de impresión. Lo mencionado permite realizar diseños más complejos y, a su vez, de mayor resistencia, los que permitirán el fiel cumplimiento de todas las funciones de la prótesis y las restricciones establecidas.

De este modo, todos los cambios antes mencionados buscan una mejora integral de la prótesis, no sólo teniendo en cuenta sus características físicas y mecánicas, sino que, principalmente, las necesidades que ésta debe satisfacer en el usuario final.

Anexos

A Anexo A: Promedios de longitudes y anchura de la mano del hombre.

	Longitud	mano	Ancho	mano	Longitud	Palma
edades	derecha	izquierda	derecha	izquierda	derecha	izquierda
18-19	182±10	183±10	95±19	94±19	102±8	103±7
20-24	186±9	188±11	92±19	91±19	105±7	104±7
25-29	188±10	188±10	92±21	90±21	105±8	109±12
30-34	183±12	186±12	89±10	89±9	104±9	106±8
35-39	184±8	183±9	97±13	96±14	101±8	109±27
40-44	184±15	184±15	89±10	88±8	106±15	106±13
45-49	183±12	184±6	91±8	89±6	106±11	102±7
50-54	186±13	186±13	90±8	89±9	109±18	107±13
55-59	187±16	187±20	92±13	91±13	106±9	105±8
60-64	186±12	187±12	87±4	87±4	113±25	106±10

Figura A.1 Tabla: Promedios de la longitud, anchura de la mano y longitud de la palma de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	41±7	41±7	32±4	32±4
20-24	40±6	40±6	32±3	32±3
25-29	42±7	42±7	34±4	34±5
30-34	41±9	41±8	32±5	31±5
35-39	39±8	38±8	32±4	31±5
40-44	40±10	40±11	31±9	31±8
45-49	44±4	43±6	33±3	32±4
50-54	41±7	40±7	32±4	32±4
55-59	39±11	40±12	33±4	33±4
60-64	38±9	38±10	33±4	33±5

Figura A.2 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	51±12	51±11	31±6	32±5	24±3	24±4
20-24	50±12	50±12	31±6	31±6	24±3	24±3
25-29	50±13	51±13	31±7	31±7	25±3	25±4
30-34	49±12	50±11	32±7	32±6	25±4	24±4
35-39	43±13	44±12	30±6	29±7	24±3	25±2
40-44	50±16	50±14	30±9	31±9	24±6	24±6
45-49	53±12	50±11	32±7	32±7	24±3	25±3
50-54	51±11	51±11	31±6	31±6	24±3	24±3
55-59	47±16	48±15	30±9	30±8	25±3	25±3
60-64	45±16	45±17	31±9	31±9	25±3	25±3

Figura A.3 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	55±13	53±12	35±6	35±6	25±4	25±4
20-24	53±13	54±13	36±6	35±6	25±3	25±3
25-29	56±14	55±14	37±8	36±8	27±4	27±4
30-34	53±13	53±12	35±7	36±7	27±4	26±4
35-39	47±16	47±14	33±8	32±7	26±3	26±3
40-44	55±16	55±16	34±11	35±11	26±6	26±7
45-49	57±13	57±13	38±8	37±8	26±3	26±2
50-54	56±13	56±12	36±7	36±7	26±4	26±4
55-59	53±17	52±16	36±10	35±9	27±4	28±5
60-64	49±18	51±17	35±10	35±8	26±4	26±4

Figura A.4 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	44±13	43±13	31±6	31±6	23±3	23±3
20-24	45±12	45±11	30±6	30±6	23±4	23±4
25-29	45±12	45±12	31±6	32±7	23±3	23±2
30-34	35±16	34±14	26±8	24±8	21±4	22±4
35-39	47±10	46±11	30±7	30±7	22±4	22±4
40-44	46±11	46±10	31±6	31±6	24±2	24±3
45-49	45±11	45±11	31±6	30±6	23±3	23±3
50-54	43±13	42±13	30±7	30±6	23±3	23±3
55-59	37±15	37±15	27±8	27±8	23±4	23±4
60-64	34±14	35±13	27±7	28±8	22±2	22±3
65-69	42±19	42±18	30±9	31±10	24±1	24±1

Figura A.5 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	36±10	35±11	22±5	23±5	20±3	21±3
20-24	37±9	36±10	22±5	22±5	20±3	20±3
25-29	37±9	37±10	23±5	23±3	20±2	20±2
30-34	29±14	29±13	19±6	19±7	19±3	19±3
35-39	37±10	37±9	22±5	22±6	20±3	19±3
40-44	37±9	37±9	23±5	22±6	20±3	20±3
45-49	37±9	37±10	23±4	23±5	20±3	20±3
50-54	34±12	33±11	21±6	22±6	20±3	20±2
55-59	30±13	30±13	20±7	20±7	19±4	20±3
60-64	30±12	29±10	20±6	21±5	19±2	20±3
65-69	36±15	36±15	23±7	23±7	20±5	20±3

Figura A.6 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de hombres, expresada en [mm]. **[7]**

B Anexo B: Promedios de longitudes y anchura de la mano de la mujer.

	Longitud	mano	Ancho	mano	Longitud	Palma
edades	derecha	izquierda	derecha	izquierda	derecha	izquierda
18-19	166±25	169±10	81±13	82±17	92±8	94±8
20-24	166±32	173±10	78±10	77±9	95±8	95±9
25-29	171±5	171±5	81±18	80±19	92±8	91±11
30-34	170±11	168±10	82±17	80±18	96±10	96±10
35-39	172±6	172±7	80±9	78±6	95±6	95±6
40-44	170±8	169±8	80±7	79±7	97±4	96±4
45-49	165±10	166±10	78±9	78±8	95±6	96±7
50-54	169±11	171±10	80±7	80±7	98±19	97±15
55-59	166±11	166±11	78±8	77±8	90±11	90±11
60-64	158±7	160±10	76±7	74±7	83±12	86±13
65-69	171±8	172±9	76±5	77±8	96±8	97±8

Figura B.1 Tabla: Promedios de la longitud, anchura de la mano y longitud de la palma de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	36±8	37±9	29±4	28±4
20-24	37±6	36±7	29±4	28±4
25-29	38±5	37±7	29±3	29±3
30-34	32±7	32±8	27±5	26±5
35-39	37±7	36±6	27±5	27±4
40-44	35±6	36±6	28±3	28±3
45-49	36±7	35±7	28±5	27±4
50-54	35±7	35±6	29±6	28±4
55-59	33±7	33±7	28±4	28±4
60-64	34±8	31±8	28±3	28±3
65-69	33±7	35±8	30±5	29±2

Figura B.2 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

.

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	44±12	43±12	27±7	28±6	22±3	22±3
20-24	45±11	45±11	28±6	28±6	22±3	22±3
25-29	46±11	46±11	29±5	29±6	23±2	23±2
30-34	36±15	35±14	24±7	23±7	20±4	20±4
35-39	44±11	44±11	28±6	29±7	21±4	21±4
40-44	46±11	45±10	28±6	28±6	22±2	22±2
45-49	45±10	45±10	28±6	28±6	23±3	22±3
50-54	43±13	42±13	27±6	27±6	22±3	22±2
55-59	38±15	39±13	25±8	24±7	22±4	22±4
60-64	37±12	39±17	25±7	25±6	21±3	21±2
65-69	40±16	40±17	27±9	27±9	23±3	22±3

Figura B.3 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	46±14	46±14	32±8	32±7	23±4	23±4
20-24	49±13	48±13	32±6	32±6	23±4	23±4
25-29	50±12	49±12	33±5	32±6	23±2	24±2
30-34	39±17	38±16	28±7	28±8	23±9	23±9
35-39	50±12	50±11	32±7	32±7	23±4	22±4
40-44	49±11	48±12	32±7	32±6	24±2	24±2
45-49	49±12	49±12	33±6	32±6	24±3	23±3
50-54	46±14	45±14	31±6	31±7	24±3	23±3
55-59	41±16	41±16	29±9	28±8	23±4	23±4
60-64	40±15	37±14	28±8	29±8	23±3	22±2
65-69	47±18	46±19	32±10	32±10	23±3	24±3

Figura B.4 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	51±12	50±11	34±6	34±5	24±4	25±3
20-24	50±13	50±12	34±6	34±5	25±3	25±3
25-29	51±13	52±14	35±8	35±7	27±4	27±4
30-34	49±12	49±11	34±7	35±6	27±4	26±4
35-39	44±15	44±14	31±8	30±8	26±4	26±6
40-44	52±15	51±13	33±9	33±11	25±6	25±7
45-49	52±12	52±12	36±7	36±8	26±4	26±3
50-54	52±12	52±12	34±6	34±6	25±3	25±3
55-59	49±17	49±16	33±9	33±9	27±3	26±4
60-64	45±17	46±16	33±9	33±8	27±4	26±4

Figura B.5 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
edades	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	40±9	40±9	25±5	25±5	22±3	23±3
20-24	40±10	41±10	25±6	25±5	23±3	23±3
25-29	42±12	42±12	27±6	28±8	24±3	24±3
30-34	40±10	40±10	26±6	26±5	23±3	23±3
35-39	34±13	35±12	24±7	23±7	23±3	23±3
40-44	40±15	39±15	27±7	26±7	22±6	22±5
45-49	43±10	43±11	27±5	27±7	23±4	23±3
50-54	43±10	42±10	26±5	25±5	22±3	22±3
55-59	39±14	38±13	25±7	25±8	24±4	23±3
60-64	38±14	38±14	25±8	26±7	23±4	24±3

Figura B.6 Tabla: Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de mujeres, expresada en [mm]. **[7]**

Bibliografía

[1] M. X. Q. D. C. J. I. C. Jofre L. Brito, «Estudio del Estado del Arte de Las Prótesis de Mano,» *INGENIUS,* Vols. %1 de %2Enero - Junio, nº 9, pp. 57-64, 2013.

[2] J. T. M. B. Belter, J. L. Segil, A. M. P. S. B. Dollar y R. F. P. Weir, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,» *Journal of Rehabilitation Research and Development,* pp. 599-618, 2013.

[3] V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger System with Biomimetic Artificial Joints,» *IEEE Xplore,* pp. 568-574, 2012.

[4] H. Rouvière y A. Delmas, Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional, 11a ed., vol. III Miembros, V. Delmas, Ed., Barcelona: Masson, 2005.

[5] A. I. Kapadanji, «Fisiología Articular,» de *Esquemas Comentados de Mecánica Humana,* 6ª Edición ed., vol. I, Madrid, Médica Panamericana, 2006, pp. 308-327.

[6] C. P. J. M. S. S. L. D. Artem Kargov, «A Comparison of The Grip Force Distribution in Natural Hands And in Prosthetic Hands,» *Disability and Rehabilitation,* vol. 26, nº 12, pp. 705-711, 2004.

[7] O. A. A. Binvignat, P. Lizana y E. Olave, «Biometric Aspects of the Hand in Chilean Individuals,» *International Journal of Morphology,* pp. 599-606, 2012.

[8] A. Tözeren, Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement, illustrated ed., Springer Science & Business Media, 1999, p. 316.

[9] «BodyParts3D/Anatomography,» Vista palmar huesos de la mano humana, [En línea]. Available: http://lifesciencedb.jp/bp3d/?shorten=9vK5vqji45P1TPT11XuqiS5D. [Último acceso: 09 11 2017].

[10] «BodyParts3D/Anatomography,» Vista lateral huesos mano humana, [En línea]. Available: http://lifesciencedb.jp/bp3d/?shorten=ryqiOL9LXDCaSX5DW9fiiuSX. [Último acceso: 09 11 201].