

Universidad Técnica Federico Santa María

Departamento de Ingeniería Mecánica

Santiago -Chile



“Rediseño de prótesis de mano con sistema de agarre adaptativo, para uso general para personas que presentan amputación a nivel de desarticulación de la muñeca.”

Raimundo Antonio Rojas Castro

Memoria de titulación para optar al título de Ingeniero civil Mecánico mención Producción.

Profesor Guía: Danilo Estay Barrientos

Profesor correferente: Luis Guzmán Bonet

Agosto – 2022



## **Agradecimientos:**

En primero lugar quiero agradecer a mis padres, quienes me han dado con todo su amor y apoyo el ambiente y condiciones para poder desarrollarme y crecer. Siempre guiaron mi camino, dándome otorgarme su opinión y valores, además punto de vista, pero sin obligarme a pensar o sentir nada. Siempre respetaron que este camino es mío, y me alegra que haberlos tenido en el comienzo del sendero de la vida como los grandes maestros, tutores y compañeros, pero siempre ante todo unos buenos padres. Con ello doy gracias a mis dos hermanos, con los que pude aprender lo que es el amor de igual a igual, creciendo y disfrutando juntos no tengo dudas que no sería quien soy ahora si no fuera por ellos. Nunca estaré solos, puesto que el amor que he tenido todos estos años lo tendré siempre en mi corazón.

También quiero agradecer a todos mis amigos que he cultivado a lo largo de los años, especialmente aquellos que tuve en mis años de estudiante universitarios. Fue con ellos donde creo que termine de formarme como adulto y donde más he madurado. No solo como amigos que disfrutaban la vida, sino también como colegas y hasta rivales empujándose para ser mejores que ayer. Gracias por darme su amistad, su paciencia para mis peores momentos y su camaradería para los mejores.

Quiero agradecer a todo el cuerpo docente de la universidad, que día a día comparte su experiencia, sabiduría y conocimientos para las próximas generaciones. Al profesor Danilo Estay, él cual pase de tener indiferencia a miedo, luego a respeto y finalmente aprecio en todos los años que aprendí de él. La razón de escogerlo como mi profesor guía, fue porque sabía que nunca estaría nunca completamente cómodo con él, que cerca suyo crecería pues al final del día, siempre respeto mis tiempos e ideas. También quiero dar un espacio al profesor Luis Guzmán, quien me apoyo más que nadie en mis peores momentos. Como jefe de carrera creyó en mi cuando ni si quiera yo lo estaba haciendo, trabajo y batallo porque vio lo que tal vez en ese minuto no pude ver. El dirá humildemente (como el buen tutor y persona que es), que no hizo nada. Pero yo aseguro que él hizo todo para que pudiera sanar, no darme las respuestas sino el tiempo y el ambiente para que yo creara las mías. Gracias por ayudarme a cambiar mi visión y permitirme gobernar mi carrera.

**Resumen:**

En el presente trabajo se desarrolló el rediseño y mejora de la prótesis de mano para personas con amputación desarticulación a nivel de la muñeca. Con un sistema de agarre adaptativo, se incorporó el sistema motriz que genere el movimiento al encaje de la prótesis, volviéndola una prótesis más funcional.

Dentro de las diferentes etapas del proyecto, se comenzó con una base teórica de los conceptos biométricos de la mano y la muñeca, como así también de proporciones y fuerzas de agarre. Estudiando las prótesis actuales del mercado, se rediseño el prototipo inicial incorporando los nuevos elementos, para luego construir y armar el nuevo prototipo utilizando impresión 3D con las impresoras Ultimaker 3.

Utilizando normas y estudios en cuanto a la biométrica de la mano, se construyó el nuevo modelo que utiliza su sistema motriz externa a la mano, que permite el agarre adaptativo de manera funcional. Luego de armar y ajustar, se realizaron pruebas para observar el rendimiento de la prótesis en distintas situaciones y objetos variados.

**Abstract:**

In the present work, the redesign and improvement of the hand prosthesis for people with amputation disarticulation at the wrist level was developed. With an adaptive grip system, the motor system that generates the movement was incorporated into the fitting of the prosthesis, making it a more functional prosthesis.

Within the different stages of the project, it began with a theoretical basis of the biometric concepts of the hand and wrist, as well as proportions and grip strengths. Studying the current prostheses on the market, the initial prototype was redesigned incorporating the new elements, and then the new prototype was built and assembled using 3D printing with the Ultimaker 3 printers.

Using standards and studies regarding the biometrics of the hand, the new model was built that uses its motor system external to the hand, which allows adaptive grip in a functional way. After assembling and adjusting, tests were carried out to observe the performance of the prosthesis in different situations and varied objects.

## Índice Contenido

Agradecimientos: .....	2
Resumen: .....	3
Abstract: .....	4
Lista de figuras .....	8
Lista de tablas.....	13
Introducción: .....	14
Objetivos Generales y Específicos:.....	15
Capítulo 1 Marco Teórico .....	16
1.1 Reseña Histórica: .....	16
1.2 Estado de Arte .....	17
1.2.1 Tipos de prótesis: .....	17
1.2.2 Prótesis actuales: .....	20
1.3 Materiales utilizados en la fabricación de prótesis.....	29
1.4 Componentes Prostéticos .....	30
Capítulo 2 La mano humana y la muñeca .....	32
2.1 Anatomía de la mano y la muñeca .....	32
2.1.1 Componentes Óseos. ....	36
2.1.2 Artrología .....	37
2.2 Movimientos coordinados.....	42
2.3 Fuerza de agarre .....	44

Capítulo 3 Prótesis. ....	48
3.1 Diseño .....	48
3.1.1 Objetivos del diseño:.....	48
3.1.2 Categorización de objetivos: .....	49
3.1.3 Jerarquización de los objetivos: .....	49
3.1.5 Pesos ponderados según jerarquización: .....	50
3.2 Generación de concetos.....	51
3.3 Selección los conceptos.....	55
3.4 Construcción. ....	56
Capítulo 4 Pruebas .....	70
4.1 Prensión para objeto esférico .....	71
4.2 Prensión de objeto cilíndrico.....	71
4.3 Prensión de pinza .....	72
4.4 Prensión de Pinza lateral .....	73
4.5 Prensión de agarre palmar .....	74
4.6 Prensión de garfio .....	75
Capítulo 5 Conclusiones.....	77
Capítulo 6 Trabajos Futuros.....	79
Anexo .....	80
Promedios de longitud y anchura de la mano en hombres. ....	80
Promedios de longitud y anchura de la mano en mujeres. ....	82

Resultados de fuerza de agarre:.....	85
Cálculo de pesos relativos. ....	89
Bosquejos. ....	91
Código Arduino.....	92
Referencias:.....	93
Bibliografía .....	93

## Lista de figuras

Figura 1.1 Diferentes prótesis estéticas.....	17
Figura 1.2 Prótesis mecánica de mano .....	18
Figura 1.3 Prótesis eléctrica de mano.....	19
Figura 1.4 Prótesis neumática de rodilla .....	19
Figura 1.5 Prótesis neumática de rodilla .....	20
Figura 1.6 Protosis de manos comerciales, cada una con su propio iiguante estetico. a) Vincent hand de Vincent Systems, b) iLimb hand de TouchBionics, c) iLimb Pulse de TouchBionics, d) Bebionic hand de RSL Steeper, e) Bionic hand V2 de RSL Steeper, f) Michelangelo hand de Otto Bock (1).....	21
Figura 1.7 Dedo II (índice) de la mano izquierda. Representación de articulaciones interfalángicas de los dedos (1) .....	24
Figura 1.8 Representación del mecanismo utilizado para las prótesis comerciales, definiendo la naturaleza de su movimiento. Parte superior: Imágenes distales comerciales. Parte inferior: modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento de la articulación del dedo. a) Vincent (Vincent Systems). b) iLimb y iLimb Pulse (Touch Bionics). c) Bebionic v2 y bebionic (RSL Steeper). d) Michelangelo (Otto Bock). $\Theta 1$ : Angulo de la articulas de la falange metacarpiana. $\Theta 2$ : angulo de la articulación de la interfalange proximal. (1).....	25
Figura 1.9 Resultados para la relación de acoplamiento para cada dedo de las prótesis comerciales con su respectivo ajuste lineal. Los modelos Vincent (Vincent Systems), iLimb (Touch Bionics) y Bebionic (RSL Steeper) presentan una relación lineal entre la falange metacarpiana (MCP) y la interfalange proximal (PIP) durante el movimiento de flexión/extensión. (1).....	26
Figura 2.1 Muñeca y mano derecha en vista palmar. (2) .....	33
Figura 2.2 Concavidad natural de la palma de la mano por medio de tres sistemas de arcos integrados: uno longitudinal y dos transversales. (3).....	33
Figura 2.3 Muñeca y mano derecha en vista anterior y posterior. (2).....	34
Figura 2.4 Medidas de la mano según la Norma DIN 32.402. (4) .....	35
Figura 2.5 Vista radial de los huesos del tercer radio (metacarpiano y falanges asociadas) incluyendo hueso grande de la muñeca (3) .....	37

Figura 2.6 Osteocinemática de la muñeca. A, flezion y extensión. B Desviación radial y cubita. (4).....	38
Figura 2.7 Vista palmar de los huesos de la muñeca y mano derecha. Las inserciones proximales de los músculos aparecen en rojo y las inserciones distales en gris. (3) .....	39
Figura 2.8 Osteocinemática biplanar primaria de la articulación carpometacarpiana del pulgar derecho (4) .....	40
Figura 2.9 Articulación MCF. Izquierda artrocinemática de la abducción activa de la articulación metacarpofalángica. Derecha: Flexión y extensión de la articulación MCP. (4) .....	41
Figura 2.10 Flexión y extensión de las falanges distal y media .....	42
Figura 2.11 Una mano sana puede realizar prensiles corrientes. A, Presión de potencia. B, Presión de precisión para sostener un huevo. C, Presión de presión para lanzar una pelota. D a F, Modificaciones de la presión de presión alternando la concavidad del arco transversal distal. G, Oposición subtermino-lateral. H, Oposición terminar de las yemas pulgar-índice. I, Oposición terminal de los pulpejos pulgar-índice. J, Presión de garfio. (4).....	43
Figura 2.12 Dinamómetro tipo Jamar (5).....	45
Figura 2.13 Instrumento Grippit. medición de la fuerza de agarre transversal en la izquierda y agarre de pinza a la derecha. ....	46
Figura 2.14 Valores de fuerzas de agarre de pinza expresada en Newtons para los deferentes rangos etarios. Resultados de la mano izquierda y mano derecha respectivamente en ese orden46	
Figura 2.15 Valores de fuerza de agarre transversal expresada en Newtons para los diferentes rangos etarios. Resultados de la mano izquierda y mano derecha respectivamente en ese orden46	
Figura 3.1 Diseño preliminar de la prótesis con sus diferentes componentes, para generar diferentes conceptos .....	51
Figura 3.2 Caja motriz ubicada en el mismo encaje.....	52
Figura 3.3 Caja motriz ubicada en la cintura con un conector desde la caja motriz a la prótesis para transmitir el movimiento .....	53
Figura 3.4 Caja motriz tipo bolso con una correa como sistema de suspensión. ....	54
Figura 3.5 Caja motriz ubicado debajo del brazo en un sistema de suspensión de correas en el tórax.....	54

Figura 3.6 a) Dedo índice. b) Dedo medio. c) Dedo anular. d) Dedo meñique.....	57
Figura 3.7 Dedo medio con su respectivo tendón para flexión (rojo) y extensión (azul) .....	58
Figura 3.8 Pulgar con su respectivo tendón para flexión (rojo) y extensión (azul) con vista frontal y superior. a) Falange distal del pulgar. b) Falange proximal. c) Base del pulgar .....	59
Figura 3.9 Pasador del pulgar.....	59
Figura 3.10 Parte inferior, media y superior respectivamente de la palma en vista frontal, lateral y trasera. ....	60
Figura 3.11 Armado de la palma inferior y media fijando las falanges proximales y pasador del pulgar.....	61
Figura 3.12 Sistema de agarre adaptativo a través de unos diferenciales de palanca ubicados en la sección inferior y media de la mano sujetando a los dedos a través de su falange proximal y base del pulgar a través de su pasador.....	62
Figura 3.13 a) Soporte entre palma y encaje. b) Soporte auxiliar .....	63
Figura 3.14 Prototipo inicial de base para encaje.....	64
Figura 3.15 Prueba de soporte de servomotores.....	65
Figura 3.16 Prototipo inicial de encaje con soporte de servomotores incorporado.....	66
Figura 3.17 Prototipo final de encaje separado en dos partes. a) Encaje A que guía los tubos de teflón y se une al dispositivo terminal. b) Encaje B que contiene a los servomotores. c) Unión de encaje A y B, contendrá los tubos de teflón. ....	66
Figura 3.18 Encaje final armado más el soporte entre este y la palma, además de los tubos de teflón .....	67
Figura 3.19 Representación de armado final de todas las piezas .....	68
Figura 3.20 Armado final de la prótesis.....	69
Figura 4.1 Prueba de sistema de agarre adaptativo de bloqueo individual de dedo medio, anular y meñique respectivamente. ....	70
Figura 4.2 Prensión de objetos esféricos de la prótesis .....	71
Figura 4.3 Prensión de objetos cilíndricos de la prótesis .....	72

Figura 4.4	Prensión de pinza de la prótesis .....	73
Figura 4.5	Prensión de pinza lateral de la prótesis .....	74
Figura 4.6	Prensión de agarre palmar de la prótesis.....	75
Figura 4.7	Prensión de garfio de la prótesis .....	76
Figura 4.8	Contacto en un apretón de mano.....	76
Figura 0.1	Tabla: Promedio de las longitudes, anchura de la mano y longitud de la palma en hombres expresadas en mm.....	80
Figura 0.2	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres, expresado en .....	80
Figura 0.3	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en hombres, expresado en mm.....	81
Figura 0.4	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en hombres, expresado en mm.....	81
Figura 0.5	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en hombres, expresado en mm.....	81
Figura 0.6	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo meñique en hombres, expresado en mm.....	82
Figura 0.7	Tabla: Promedio de las longitudes, anchura de la mano y longitud de la palma en mujeres expresadas en mm.....	82
Figura 0.8	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres, expresado en mm.....	83
Figura 0.9	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en mujeres, expresado en mm .....	83
Figura 0.10	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en mujeres, expresado en mm .....	84
Figura 0.11	Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en mujeres, expresado en mm .....	84

Figura 0.12 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo meñique en mujeres, expresado en mm.....	84
Figura 0.13 Estándares de fuerza de agarre en kilogramos en la posición A.....	85
Figura 0.14 Estándares de fuerza de agarre en kilogramos en la posición B.....	86
Figura 0.15 Fuerza de agarre en mujeres .....	86
Figura 0.16 Fuerza de agarre en hombres .....	87
Figura 0.17 Fuerza de agarre de pinza en mujeres .....	87
Figura 0.18 Fuerza de agarre de pinza en hombres .....	88
Figura 0.19 Tabla comparativa de los promedios de fuerza de garre de la muestra norteamericana y la colombiana expresada en kgf .....	88
Figura 0.20 Bosquejo de diseño de encaje en sección transversal de antebrazo .....	91
Figura 0.21 Código en software Arduino.....	92

## **Lista de tablas.**

Tabla 1-1 Características generales de prótesis comerciales de mano (1) .....	22
Tabla 1-2 Características físicas y de apriete de las prótesis comerciales (1).....	22
Tabla 1-3 Características generales y de cinemática de prótesis de mano comerciales (1) .....	23
Tabla 1-4 Velocidad de flexión y extensión para los dedos de las prótesis comerciales. (1).....	27
Tabla 1-5 Fuerzas individuales de los dedos para prótesis comerciales. (1).....	27
Tabla 1-6 Fuerza promedio en agarre lateral y palmar para las prótesis comerciales.....	28
Tabla 2-1 Medidas promedio de las diferentes secciones de la mano. (6).....	35
Tabla 2-2 Resultados obtenidos por el estudio de Bogotá, expresado en newtons .....	45
Tabla 3-1 Categorización de los atributos según naturaleza de Objetivo, Función o Restricción .....	49
Tabla 3-2 Distribución de los objetivos organizados según la Apariencia, seguridad, costos y funcionalidad.....	50
Tabla 3-3 Lista de objetivo con sus respectivos pesos ponderados.....	50
Tabla 3-4 Tabla de selección de alternativas de diseño .....	55
Tabla 0-1 Valores de escala de importancia Saaty .....	89
Tabla 0-2 : Pesos relativos de los objetivos .....	89
Tabla 0-3 Pesos relativos según el tópico de funcionabilidad.....	89
Tabla 0-4 Pesos relativos según el tópico de seguridad .....	90
Tabla 0-5 Pesos relativos según el tópico de apariencia .....	90
Tabla 0-6 Pesos relativos según el tópico de costo .....	91

## **Introducción:**

El objetivo general de este trabajo es rediseñar el prototipo de prótesis de mano, el cual tiene un sistema de agarre adaptativo para uso general para personas que presentan amputación a nivel de desarticulación de la muñeca. El desafío radica en convertirla en una prótesis funcional, por lo que el objetivo radica en buscar donde y como colocar los elementos que generen el movimiento de los dedos. Si bien el trabajo anterior entregó un dispositivo funcional exitoso, este carece de los elementos auxiliares que le permitan al usuario hacer uso de este como lo son los sistemas de soporte y encaje.

Considerando esto se realizará una breve revisión histórica y las prótesis actuales en el mercado para buscar oportunidades de mejora ante la problemática. Luego se estudiará la anatomía de la mano y la muñeca para cumplir los parámetros de diseño y objetivos de trabajo. Escogido un prototipo, se procederá a construirlo y luego someterlo a pruebas. Al estudiar los diferentes prototipos actuales del mercado se tienen clara las siguientes problemáticas:

- Las prótesis actuales poseen un buen control de calidad y funcionalidad de dedos, con la complicación de tener un precio entre 20.000 y 60.000 USD, lo cual dificulta su acceso económico.
- Para lograr un movimiento que emule la mano humana, se necesita un elevado número de actuadores, comprometiendo el peso admisible para usuarios con musculatura comprometida
- La amputación a nivel de desarticulación de la muñeca supone un gran desafío para la prótesis, puesto que, si fuese sobre la muñeca o amputación transradial, habría espacio adicional para colocar elementos motrices. Mientras que, si fuera una amputación parcial de la mano, esta tendría movimientos utilizables para una prótesis mecánica.

## **Objetivos Generales y Específicos:**

El objetivo de este trabajo es el de rediseñar el prototipo de mano para personas que presentan amputación a nivel de desarticulación de la muñeca incorporando los elementos para el movimiento y control.

Para cumplir dichos objetivos se deberá realizar los siguientes objetivos específicos:

- Definir las capacidades y especificaciones reales (fuerza de agarre, rango de movilidad, peso, tamaño) de la mano humana y la muñeca con el propósito de tener los parámetros de diseño.
- Estudiar la ubicación de sistema motriz.
- Rediseñar la prótesis considerando los nuevos elementos para que se vuelva una prótesis funcional
- Fabricar la prótesis a través de prototipo rápido
- Analizar el desempeño a través de pruebas

## **Capítulo 1 Marco Teórico**

### **1.1 Reseña Histórica:**

Ya sea por un punto de vista individual como social, la prótesis tiene sus orígenes en paralelo al de la humanidad. Diversos autores resaltan el avance de la prótesis respecto al desarrollo histórico de la humanidad y la tecnología puesto que la amputación tiene bases arqueológicas. Desde pinturas rupestres con una antigüedad estimada en 36.000 AC en Francia, hasta esqueletos estimado del año 40.000 AC en Estados Unidos, muestran señales de seres humanos con amputaciones en sus miembros superiores.

La prótesis como tal tiene sus primeras evidencias en Egipto de la edad antigua, comprendido entre los años 1600 AC y 476 DC. Etapa de surgimiento de la ciencia y la medicina, encontrando restos de una momia (1065-740 AC) la cual poseía una prótesis de dedo. Según los estudios la persona utilizó dicha prótesis en vida, la cual está fabricada en madera, teniendo terminaciones muy delicadas.

Durante la edad media se han encontrado numerosos casos de prótesis antiguas llamadas “peg leg”, fabricadas en madera y cuero para miembros inferiores, además de ganchos básicos para miembros superiores. Algunos de estos aparatos eran medianamente avanzados pero muy pesados e incómodos y solo estaban diseñados para la batalla, como por ejemplo sostener escudos sin la necesidad de la mano o calzados los estribos para cabalgar. Estas prótesis no tenían en cuenta las actividades de la vida diaria como el simple hecho de caminar

Durante el renacimiento se tiene el caso mejor documentado de prótesis por parte del alemán Gotz Berlichingen, donde el mismo fabricó dos diseños de prótesis luego de que un cañón de su propio bando, le volara su espada y su brazo en el año 1408. Dichas prótesis metálicas tenían piezas mecánicas y articuladas, pudiendo ser movidas de manera independiente mediante la mano sana. Durante esta época del renacimiento comenzaron las cirugías por parte de Ambroise Pare, cirujano francés que se adjudica la creación de “Le Petit Lorrain”, una prótesis metálica del miembro superior que utiliza trabas y resortes para generar movimientos básicos.

Durante la edad contemporánea es donde se ven los cambios significativos en materiales para la prótesis. En el año 1912 con la llegada de la aeronáutica y los nuevos materiales se fabricó la primera prótesis de aluminio. Desarrollada para un piloto que perdió su miembro inferior en un accidente de aviación. La llegada de la Primera Guerra Mundial dejó consigo más de 100.000 personas amputadas. Tal demanda motivó a los protéticos europeos a investigar y desarrollar nuevas técnicas al equipamiento protético. Pasada la Segunda Guerra Mundial, el gobierno de Estados Unidos encargó a la Academia Nacional de Ciencia la investigación de la tecnología en prótesis. Pero no fue hasta 1946 cuando el gobierno norteamericano llevó a su país, un grupo de expertos en tecnología protética que comenzó a desarrollar la prótesis como la conocemos actualmente.

## 1.2 Estado de Arte.

La búsqueda de una mejor calidad de vida ante la pérdida o falta de un miembro del cuerpo, ha llevado a la combinación de diferentes doctrinas tales como la ingeniería mecánica, electrónica, diseño de control, biomecánica, terapia ocupacional, entre otros.

La protésica o prostética corresponde a la disciplina sanitaria que fabrica y adapta las extremidades artificiales, conocidas como prótesis, a los usuarios que la requieran. Dicha prótesis sustituye a segmentos corporales amputados, normalizando la funcionalidad y la vida de las personas que tengan dicho padecimiento.

La elección del tipo de prótesis es variable, puesto que cada caso tiene condiciones individuales a tomar en cuenta como el grado de amputación, el tipo de displasia que la trate, limitaciones físicas del usuario, funcionalidad, factores económicos, entre otros.

### 1.2.1 Tipos de prótesis:

#### Prótesis estéticas

Como se mencionó a lo largo de la historia de la prostética, uno de sus inicios no fue tanto por la funcionalidad de las prótesis para cumplir las funciones del miembro amputado, sino de manera estética. Ya sea para minimizar la condición del usuario o para minimizar las repercusiones sociales de tener falta total o parcial de alguna parte del cuerpo, se crearon estas prótesis pasivas. Fabricadas de cuero y metal en un comienzo, y de látex flexible o silicona en la actualidad, estas prótesis no tienen movimiento ni ejecutan acciones prácticas como los garfios, solo cumple un ámbito estético.

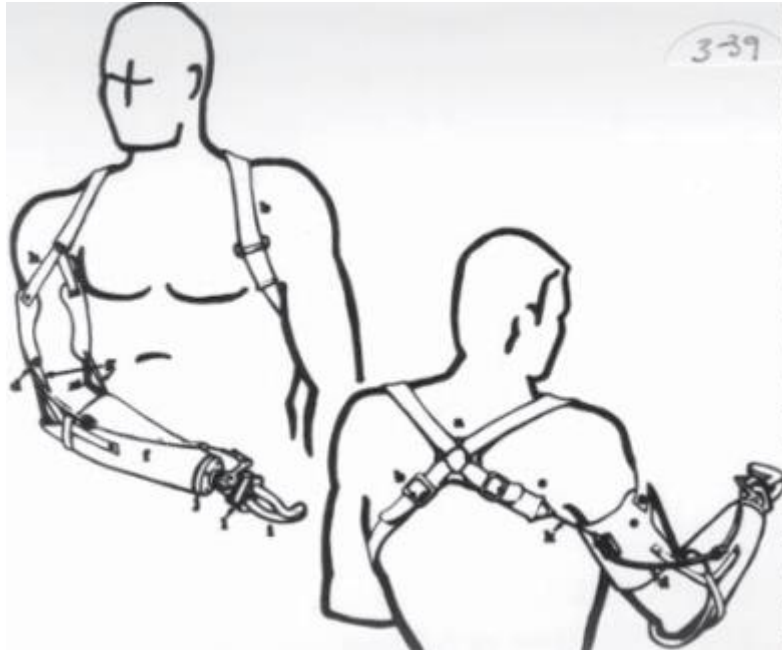


*Figura 1.1 Diferentes prótesis estéticas*

#### Prótesis mecánica

Esta prótesis funcional tiene la particularidad de no necesitar fuentes de energía que accionen el movimiento más allá del movimiento del mismo usuario. Aprovechando ciertos movimientos que aún puede realizar el usuario, accionando a través de un sistema mecánico de

poleas y cuerdas la acción deseada. Por ejemplo, alguien con una amputación de las falanges de los dedos, podría colocarse una prótesis que aproveche el movimiento de la palma que aun pose, para que cuando realice supinación, también se flexionen las falanges de la prótesis. Estas prótesis solo pueden efectuar un tipo de movimiento y requerirá mayor tiempo de rehabilitación puesto que requerirá profundizar la coordinación del usuario.



*Figura 1.2 Prótesis mecánica de mano*

### **Prótesis eléctricas**

Las prótesis eléctricas utilizan motores o servomotores para generar el movimiento de manera directa sobre el elemento de agarre o a través de elementos externos como cuerdas o tendones. Estos pueden ser controlados ya sea por interruptores, sensores, entre otros. Uno de sus principales beneficios es la velocidad, fuerza obtenida y precisión a la hora de ejecutar los movimientos de interés. Aunque cabe destacar, que tiene como desventaja su costo más elevado al incorporar componentes electrónicos, el peso y volumen extras que aportan a la prótesis, además claro de su tiempo y costo adicional de mantenimiento.



Figura 1.3 Prótesis eléctrica de mano

### Prótesis neumáticas

Las prótesis neumáticas utilizan aire comprimido como elemento que genere el movimiento de la prótesis. Si bien estos sistemas permiten tener grandes velocidades y fuerzas de trabajo, estos sistemas requieren de elementos adicionales de gran volumen y peso. El hecho de utilizar compresores y otros elementos auxiliares, además del sonido que estos suelen generar, dificultan la utilización de este tipo de sistema



Figura 1.4 Prótesis neumática de rodilla

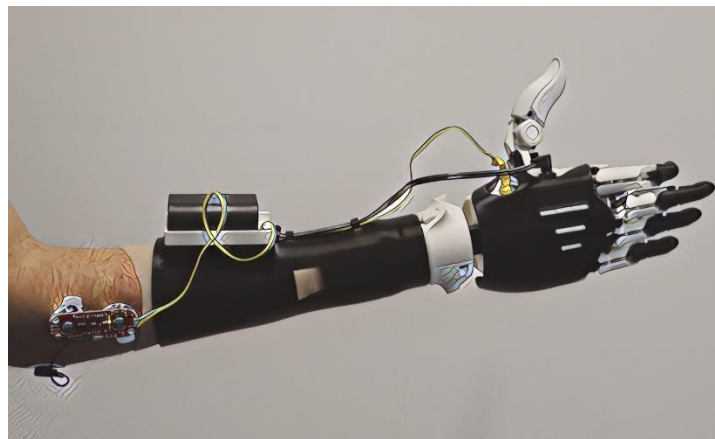
### Prótesis mioeléctricas

Este tipo de prótesis se caracteriza por controlar las acciones a través de músculos en el cuerpo, que al contraerse o flexionarse producen una señal eléctrica, la cual es detectada por electrodos. Son señales de entre 5 y 20 [ $\mu$ V] las cuales ser detectadas serán amplificadas y

accionarán los componentes que generen el movimiento. Una de sus ventajas es la oportunidad de utilizar los mismos músculos o nervios que antes se utilizaban para el miembro faltante (como por ejemplo músculos del antebrazo para amputaciones a nivel la muñeca que accionen una prótesis de mano), logrando así una rehabilitación más orgánica por parte del usuario

### **Prótesis híbridas**

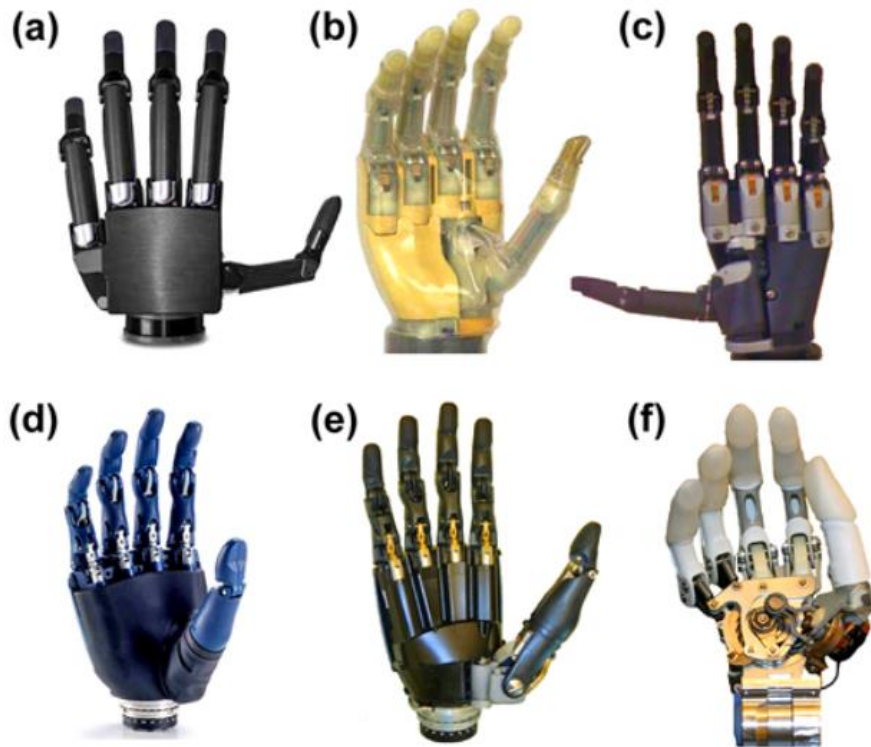
Estos corresponden a combinaciones de diferentes sistemas para lograr una prótesis funcional y cómoda para el usuario. Suelen ser utilizadas para amputaciones más complejas, aprovechando los beneficios de cada componente. Un ejemplo para una amputación a nivel de desarticulación de la muñeca, sería el de componentes mioeléctricas en el antebrazo para detectar la señal y active motores para flexionar los dedos. Cada caso dentro de la prostética es único y requerirá un estudio y rehabilitación correspondiente, es por eso que suelen ser usadas las prótesis híbridas ya que las diferentes permutaciones de componentes, permiten personalizar para cada usuario su prótesis correspondiente.



*Figura 1.5 Prótesis neumática de rodilla*

### **1.2.2 Prótesis actuales:**

Para el caso de una amputación a nivel de desarticulación de la muñeca o falta del órgano desde su nacimiento, existe actualmente diversos modelos de prótesis para esta condición. Si bien existen prototipos conocidos como lo son la “SensorHand” y la “Michelangelo”. Estas prótesis deben de llegar a un equilibrio delicado entre funcionalidad, costo, apariencia y peso.



*Figura 1.6 Prótesis de manos comerciales, cada una con su propio guante estético. a) Vincent hand de Vincent Systems, b) iLimb hand de TouchBionics, c) iLimb Pulse de TouchBionics, d) Bebionic hand de RSL Steeper, e) Bionic hand V2 de RSL Steeper, f) Michelangelo hand de Otto Bock (1)*

Otros ejemplos son las “iLimb”, las “Vincent Hand” o la “Bebionic” en sus diferentes versiones como se parecía en la figura 1.6. Estas son estudiadas y comparadas por Joseph T. Belter del departamento de ingeniería mecánica y ciencias de materiales, de la universidad de Yale en su revisión de las prótesis de mano existentes en el mercado en el año 2013 (1). En dicho estudio se definen las características físicas y propiedades de las prótesis comerciales anterior mencionadas a través diferentes tablas comparativas.

Tabla 1-1 Características generales de prótesis comerciales de mano (1)

	Desarrollador	Peso [gr]	Agarre adaptativo	Numero de uniones	Numero de actuadores	Grados de libertad	Métodos de Operación
<b>Sensor Hand (2011)</b>	Otto Bock	350-500	No	2	1	1	Motor DC
<b>Vincet Hand (2010)</b>	Vincent Systems	-	Si*	11	6	6	Motor DC-Tornillo sin fin
<b>iLimb (2009)</b>	Touch Bionics	450-615	Si*	11	5	6	Motor DC-Tornillo sin fin
<b>iLimb Pulse (2010)</b>	Touch Bionics	460-465	Si*	11	5	6	Motor DC-Tornillo sin fin
<b>Bebionic (2011)</b>	RSL Steeper	495-539	Si*	11	5	6	Motor DC-Husillo
<b>Bebionic v2 (2011)</b>	SL Steeper	495-539	Si*	6	5	6	Motor DC-Husillo
<b>Michelangelo (2012)</b>	Otto Bock	~420	No	6	2	2	-

\* Control adaptativo realizado mediante control electrónico de torque, distinto del acoplamiento mecánico adaptativo  
DC: Corriente continua

Tabla 1-2 Características físicas y de apriete de las prótesis comerciales (1)

	Fuerza de Agarre [N]			Método de acoplamiento de la articulación	Tamaño total
	Agarre de precisión	Agarre de fuerza	Pinza lateral		
<b>Sensor Hand (2011)</b>	NA	100	NA	Fijación por Apriete	7-8 1/4*
<b>Vincet Hand (2010)</b>	-	-	-	Vinculación que abarca desde MCP a PIP	-
<b>iLimb (2009)</b>	10.8	-	17-19.6	Tendón de enlace desde MCP a PIP	180-182 mm de largo, 80-75 mm ancho 35-41 mm grosor
<b>iLimb Pulse (2010)</b>	-	136	-	Tendón de enlace desde MCP a PIP	180-182 mm de largo, 80-75 mm ancho 35-41 mm grosor
<b>Bebionic (2011)</b>	34	75	15	Tendón de enlace desde MCP a PIP	198 mm largo, 90 mm ancho, 50 mm grosor
<b>Bebionic v2 (2011)</b>	34	75	15	Tendón de enlace desde MCP a PIP	190-200 mm largo, 84-92 mm ancho, 50 mm grosor
<b>Michelangelo (2012)</b>	70	NA	60	Diseño de cámara con enlaces a todos los dedos	-

\* Tamaño de guantes de Otto Bock medidos en pulgadas desde la base de la palma hasta la punta del dedo medio.  
DC: Corriente continua

Tabla 1-3 Características generales y de cinemática de prótesis de mano comerciales (1)

	Tipos de agarre			Rango de Movimiento [°]				Eje de circunvalación del pulgar
	Velocidad de dedo/agarre	Posibilidades de agarre	Unión MCP	Unión PIP	Unión DIP	Flexión del pulgar	Circunvalación del pulgar	
<b>Sensor Hand (2011)</b>	Hasta 300 [mm/s] en la punta	Fuerza	0-70*	NA	NA	0-70*	NA	No presenta
<b>Vincet Hand (2010)</b>	-	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral	0-90*	0-100*	NA	-	-	Paralela al eje de la muñeca
<b>iLimb (2009)</b>	200 [mm/s]	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral	0-90*	0-90*	~20	0-60*	0-95*	Paralela al eje de la muñeca
<b>iLimb Pulse (2010)</b>	1.2 [s]	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral	0-90*	0-90*	~20	0-60*	0-95*	Paralela al eje de la muñeca
<b>Bebionic (2011)</b>	1.9 [s] Agarre de fuerza 0.8 [s] Agarre tridigital 1.6 [s] Agarre pulpo-lateral	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral	0-90*	0-90	~20	-	0-68	Paralela al eje de la muñeca
<b>Bebionic v2 (2011)</b>	0.9 [s] Agarre de fuerza 0.4 [s] Agarre tridigital 0.9 [s] Agarre pulpo-lateral	Fuerza, precisión, lateral, gancho, pinza lateral	0-90*	0-90*	~20	-	0-68	Paralela al eje de la muñeca
<b>Michelangelo (2012)</b>	-	Oposición, lateral, modo natural	0-35*	NA	NA	-	-	Eje compuesto

\* Estimación basada en imágenes y videos

MCP: Falange metacarpiana, PIP: interfalange proximal, DIP: interfalange distal

NA: no aplicable

Como se puede apreciar en la tabla 1.1, el peso de las prótesis actuales del mercado oscila entre los 445 [gr] y los 542 [gr]. Esto dependerá en gran medida de los componentes utilizados, las cantidades de actuadores, las características de los motores, materiales utilizados, entre otras variables. Esto se guiará en gran medida por los numero de grados de libertad y articulaciones que tienden a ser seis y once correspondientemente. El número de uniones revela sistemas más complejos que aumentan los grados de libertad en el movimiento de la prótesis, aumentando también el número de actuades. La dificultad principal radica en el cumplimiento del peso adecuado para la musculatura atrofiada, puesto que, considerando los elementos protectores y estéticos, bien podría aumentar el peso un 20%

Para realizar las pruebas por el equipo de Belter, se tomó las siguientes definiciones de articulaciones para describir la cinemática de los dedos

- DIP: Articulación interfalángica distal (Distal InterPhalange)
- MCP: Articulación falange-metacarpiano (MetaCarpal Phalange)
- PIP: Articulación interfalángica proximal (Proximal InterPhalange)

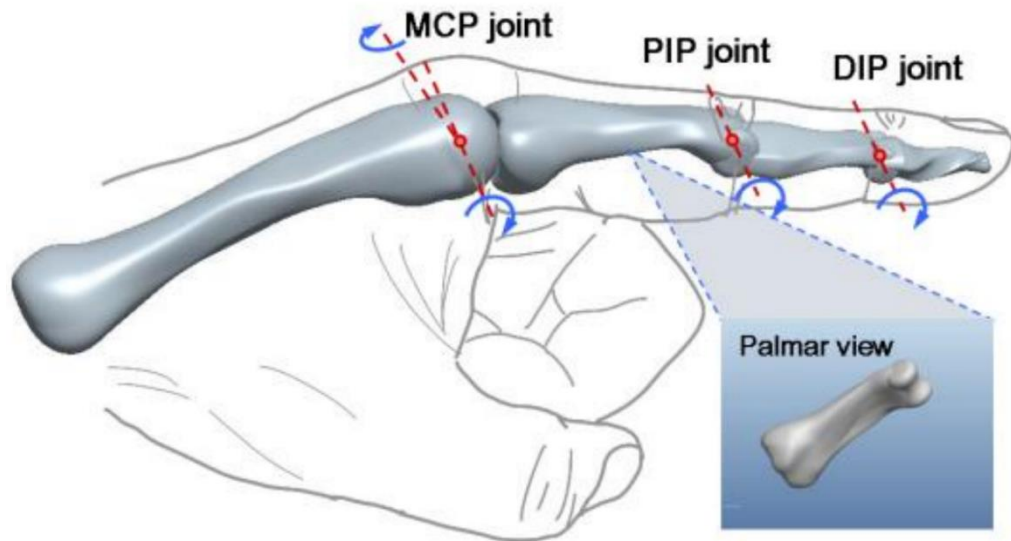


Figura 1.7 Dedo II (índice) de la mano izquierda. Representación de articulaciones interfalángicas de los dedos (1)

De los diferentes modelos, solo uno de ellos no posee una articulación falange-metacarpiano (MCP), con una sola articulación distal que combina en su forma la articulación interfalángica proximal (PIP) y la articulación interfalángica distal (DIP). Un caso particular sería el caso del Michelangelo que tiene un único segmento articulado, que asemeja al funcionamiento de la articulación falange-metacarpiano. Se hace llamativo que los modelos iLimb, Bebionic en ambas versiones y el modelo Vincent, todos poseen un movimiento relativo entre cada falange.

A través del estudio se resumen la relación entre el movimiento articulado el cual utiliza un sistema motriz de cuatro barras, definiendo el funcionamiento del sistema de cuatro barras para cada modelo ilustrado a través de la figura 1.7.

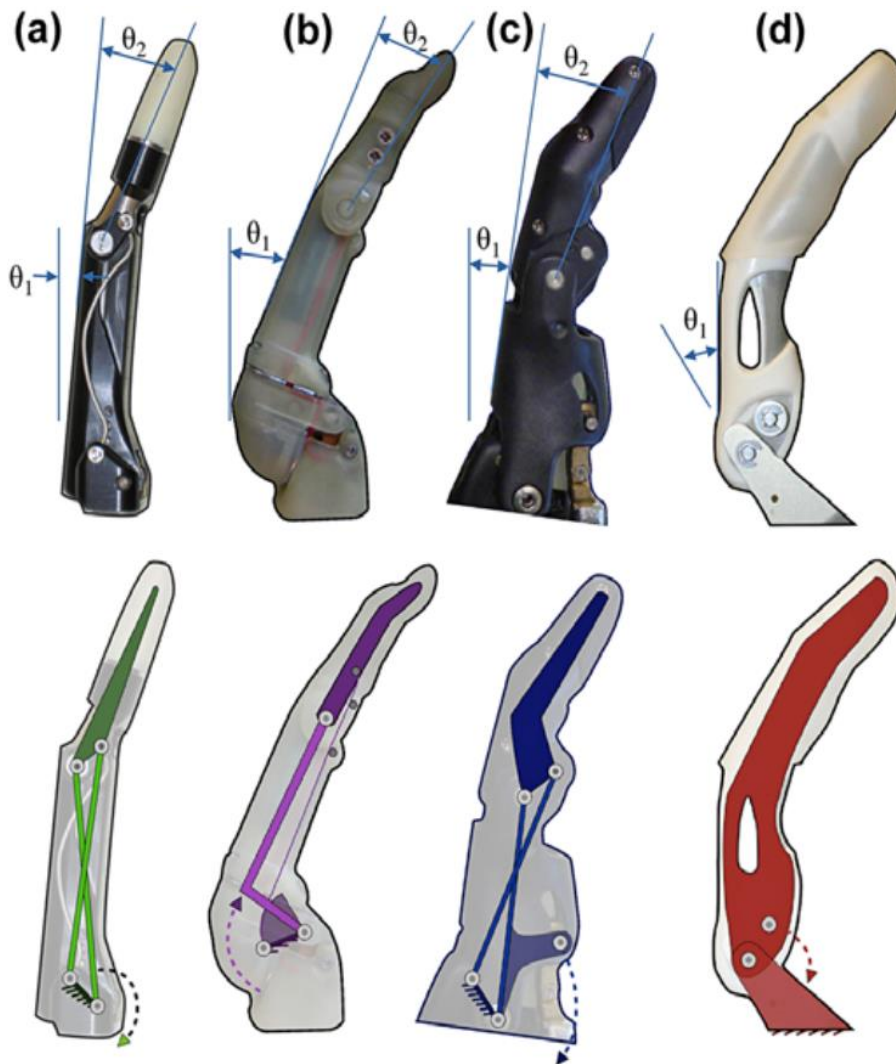


Figura 1.8 Representación del mecanismo utilizado para las prótesis comerciales, definiendo la naturaleza de su movimiento. Parte superior: Imágenes distales comerciales. Parte inferior: modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento de la articulación del dedo. a) Vincent (Vincent Systems). b) iLimb y iLimb Pulse (Touch Bionics). c) Bebionic v2 y bebionic (RSL Steeper). d) Michelangelo (Otto Bock).  $\theta_1$ : Angulo de la articulas de la falange metacarpiana.  $\theta_2$ : angulo de la articulación de la interfalange proximal. (1)

Se puede apreciar como en el modelo Vincent (figura 1.8 a)) utiliza un par de cables montados entre la base del dedo y la sección distal, generando de esta manera el movimiento. Por otro lado, los modelos de iLimb (figura 1.8 b)) utiliza un sistema de tendones que se auto envuelve alrededor de una superficie de apoyo montada en la base del dedo. Para el extremo distal del bucle de tendón esta unido al eslabón distal y guiado por dos rodillos que ayudan a controlar el brazo del momento creado por el tendón a través de la articulación PIP. Para el caso de los modelos Bebionic (figura 1.8 c)), estos utilizan un sistema similar de vinculación de cuatro barras del modelo Vincent, con la diferencia de utilizar una sola biela de plástico entre la base y el eslabón distal que discurre directamente por el centro del segmento proximal del dedo.

Teniendo estos datos y utilizando el software MATLAB, Belter obtuvo la relación de acoplamiento de las juntas PIP y DIP a través de un video del desplazamiento de un dedo durante un solo movimiento de flexión/extensión. Cabe mencionar que en el movimiento de la mano

humana en condiciones promedio, la relación de acoplamiento PIP y MCP es diferente durante los movimientos de agarre según sea el tamaño del objeto. En relación con los ángulos se obtuvo:

- Para el modelo Vincent, su dedo tenía un acoplamiento lineal de cambio de ángulo PIP a cambio de ángulo MCP de 1.27. Dicho modelo forma entre 125° a 130° del movimiento del PIP que correspondió a los límites del recorrido para el acoplamiento distal.
- Tanto los modelos iLimb como 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 entre PIP a MCP controla como los dedos se envuelven alrededor de objetos de diferentes tamaños.

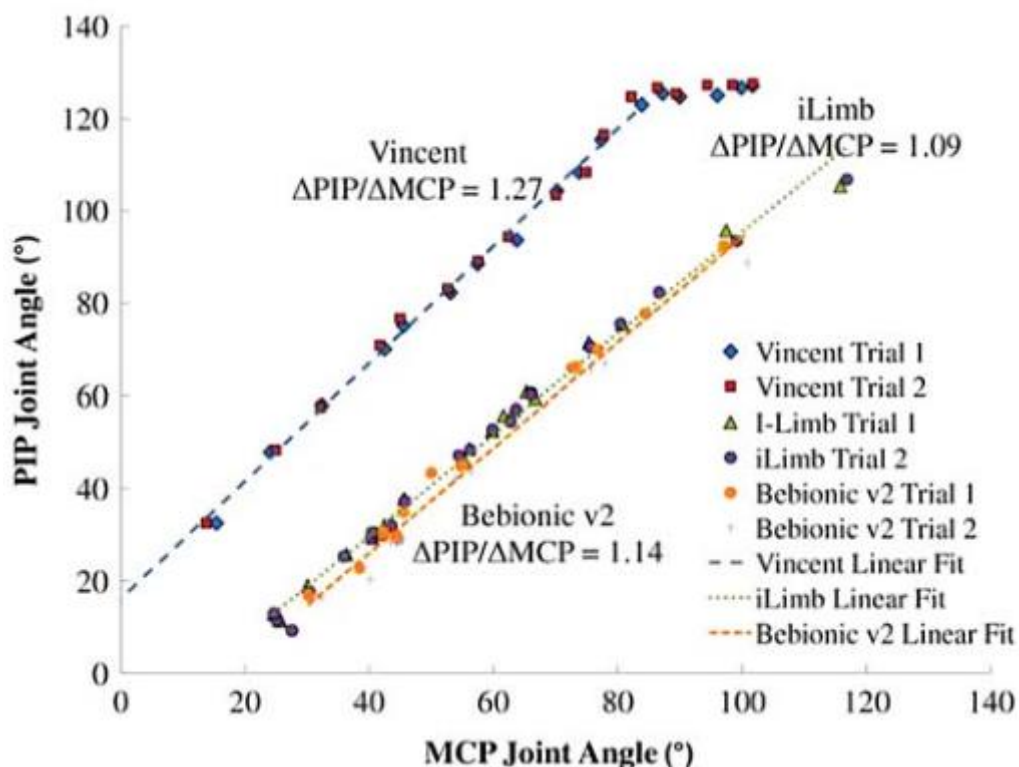


Figura 1.9 Resultados para la relación de acoplamiento para cada dedo de las prótesis comerciales con su respectivo ajuste lineal. Los modelos Vincent (Vincent Systems), iLimb (Touch Bionics) y Bebionic (RSL Steeper) presentan una relación lineal entre la falange metacarpiana (MCP) y la interfalange proximal (PIP) durante el movimiento de flexión/extensión. (1)

Con respecto a la velocidad de flexión del dedo, como se muestra en la tabla 1.4, Belter en su estudio midieron las velocidades de flexión-extensión para cada dedo usando un potenciómetro. Los resultados obtenidos con sus respectivas desviaciones en la tabla XX da como resultado un promedio de 78.22 [°/s].

Tabla 1-4 Velocidad de flexión y extensión para los dedos de las prótesis comerciales. (1)

	Dedo	Velocidad Promedio [°/s]	Numero de Intentos	Desviación Estándar
<b>Vincet Hand (2010)</b>	Anular, Medio e Índice	103.3	2	3.0
	Meñique	87.9	2	5.1
<b>iLimb (2009)</b>	Medio	81.8	4	3.3
	Anular e Índice	95.3	2	3.4
	Meñique	95.4	2	2.6
<b>iLimb Pulse (2010)</b>	Pulgar	110.6	4	4.1
	Índice, Medio	60.5	4	1.8
	Anular	74.3	4	2.8
	Meñique	82.2	4	4.0
<b>Bebionic (2011)</b>	Pulgar	36.6	16	7.7
	Anular, Medio e Índice	45.8	8	2.2
	Meñique	37.8	8	5.2
<b>Bebionic v2 (2011)</b>	Anular, Medio e Índice	96.4	2	0.4
<b>Michelangelo (2012)</b>	Índice	86.9	4	2.8

Para el caso de las fuerzas de cada dedo, en el estudio de Belter se utilizó un strain gauge calibrada para medir la fuerza individual de los dedos de las prótesis comerciales. La metodología fue colocar la célula de carga en la punta de cada dedo para una medición en posición completamente extendida. De manera que toda la mano fue flexionada a plena potencia y luego fue liberada. En el caso de las fuerzas de sujeción, se utilizó un dinamómetro de pinza para el agarre de precisión y un dinamómetro para agarre lateral y de potencia. En el estudio se especifica que los dispositivos fueron calibrados en el rango de carga experimentado durante cada prueba. La prótesis Michelangelo no fue medida en la fuerza de sujeción individual. Para los distintos tipos de movimientos, rangos y fuerzas de la mano se estudiará en detalle en Capítulo II: la mano humana y la muñeca.

Tabla 1-5 Fuerzas individuales de los dedos para prótesis comerciales. (1)

	Dedo	Fuerza [N]	Numero de Intentos	Desviación Estándar
<b>Vincet Hand (2010)</b>	Anular, Medio e Índice	4.82 o 8.44*	14 u 8*	0.8 o 1.3*
	Meñique	3.00	2	0.1
<b>iLimb (2009)</b>	Medio	7.66	2	0.2
	Anular e Índice	5.39	4	0.1
	Meñique	5.17	2	0.1
<b>iLimb Pulse (2010)</b>	Pulgar	4.15 o 6.54*	1	-
	Índice, Medio	3.09 o 6.24*	2 o 2*	0.7 o 0.4*
	Anular	6.43 o 11.18*	2 o 2*	0 o 0.3*
	Meñique	4.09 o 8.56*	2 o 2*	0.1 o 0*
<b>Bebionic (2011)</b>	Índice	12.47	1	-
	Medio	12.25	2	1.0
	Anular	15.53	2	1.1

	Meñique	16.11	2	0.2
<b>Bebionic v2 (2011)</b>	Anular, Medio e Índice	14.5	2	1.2

\* Fuerza de retención después del “modo pulso”

Tabla 1-6 Fuerza promedio en agarre lateral y palmar para las prótesis comerciales

		iLimb Pulse	Bebionic	Bebionic v2	Michelangelo
<b>Agarre Lateral</b>	<b>Fuerza Total [N]</b>	17.04 o 32.10*	17.61	16.4	50.84
	<b>Numero de Intentos</b>	3 o 3*	1	4	4
	<b>Desviación Estándar</b>	2.8 o 2.0*	-	3.2	3.1
<b>Agarre Palmar</b>	<b>Fuerza Total [N]</b>	10.82 o 17.11*	29.47	22.53	78.14
	<b>Numero de Intentos</b>	2 o 2*	1	4	8
	<b>Desviación Estándar</b>	0.5 o 0.3*	-	1.5	4.4
<b>Agarre de Potencia</b>	<b>Fuerza Total [N]</b>	Agarre Grande: 65.25 o 71.44* Agarre Pequeño: 50.81*	77.37	62.4	Tipo de Agarre Inalcanzable
	<b>Numero de Intentos</b>	Agarre Grande: 1 o 2* Agarre Pequeño: 1	1	6	Tipo de Agarre Inalcanzable
	<b>Desviación Estándar</b>	Agarre Grande: 1 o 4* Agarre Pequeño: -	-	10.3	Tipo de Agarre Inalcanzable

\* Fuerza de retención después del “modo pulso”

Al finalizar la investigación, Belter determina una serie de características de diseño mecánico necesarios para completar una prótesis antropomórfica. Determinadas por las pruebas anterior mencionadas, algunas de las características a modo de conclusión corresponden:

- El peso total de la prótesis debe de ser inferior a 500 [gr], incluyendo el mecanismo, electrónica y elementos cosméticos. Una prótesis más ligera es particularmente mejor para personas con amputación de este tipo debido a restricciones de potencia y peso de todo el brazo protésico.
- Actualmente se opta por diseños cinemáticos de dedos simples y robustos que también cumplan con un diseño de los dedos proporcionados y 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 movimiento de pinza en las puntas de los dedos de 65 [N] durante el agarre palmar
- En velocidad de acción de los dedos, se considera una prótesis de alto rendimiento a aquellos que logren 230 [°/s], mientras que una prótesis de velocidad mínima aceptable de 115 [°/s].
- Prótesis deben diseñarse con la menor cantidad de actuadores con transmisión que permitan todas las posturas de agarre funcionales.

### **1.3 Materiales utilizados en la fabricación de prótesis.**

La técnica de la ortoprotésica se caracteriza por el gran uso de materiales empleados en la confección y fabricación de ortesis y prótesis. Comenzando con materiales como la madera o el cuero, con la llegada de nuevos materiales y tecnologías se han ido incorporando para aprovechar sus nuevas propiedades y características físicas.

#### **Metales**

Los metales fueron y seguirán siendo una gran elección por sus resistencias mecánicas y capacidad de manufactura. Nuevas aleaciones de distintos metales e incorporando titanio permite resolver necesidades de obtener altas resistencias y bajo peso en el diseño de componentes y productos finales. Dependiendo de las necesidades de fabricación, la ubicación y los esfuerzos que este tenga que soportar se seleccionara los diferentes metales para llegar a la solución más óptima. Entre los metales usados se utiliza: aluminio, hierro, titanio y cobre.

#### **Plásticos**

Sintetizado a mediados del siglo XIX modificando la celulosa obteniendo una nueva gama de materiales con nuevas propiedades. Fue la aparición de estos plásticos y termoplásticos lo que revoluciono la técnica de ortopédica alrededor de los años cincuenta al incorporarlos al diseño y fabricación de distintos dispositivos ortopédicos puesto que podían ser más ligeros, aislantes y de fácil fabricación. Entre los plásticos más destacados se tiene: el polietileno, polipropileno, plexiglás, doroplex, termocheck, termovac, plastazote, pelite y temolen y EVA (etil vinilo acetato, PLA (ácido poliláctico))

#### **Elastómeros**

Si bien es un plástico como tal, se define por lo general como cualquier material capaz de poder estirarse muchas veces de su longitud original sin romperse y volver a su estado original. Un elastómero es un compuesto químico formado por miles de monómeros formando cadenas, en su mayoría son hidrocarburos obtenidos a través de goma de árboles, síntesis del petróleo y gas natural. Los elastómeros son utilizados en la ortoprotésica principalmente, cuya finalidad sea ejercer compresión y absorber impactos. Entre los más utilizados se tiene el neopreno, y siliconas

#### **Materiales compuestos**

La gran mayoría de los materiales compuestos son creados artificialmente y pueden dividirse en tres grupos, los materiales compuestos reforzados con partículas, reforzados con fibras y los estructurales. El objetivo de estos materiales es el de optimizar las mejores características de sus componentes con sus diferentes permutaciones, para así obtener materiales con altas resistencias mecánicas y ligeras, aislantes pero dúctiles, etc. Al ser tantos los materiales, sus diferentes combinaciones hacen que sea prácticamente infinitos los materiales a crear, por lo que es una rama de estudio hasta el día de hoy. Entre los materiales más utilizados se tiene: Madera, fibra textil, fibra de carbono, fibra de vidrio, kevlar, dacrón, resinas, entre otros.

## **1.4 Componentes Prostéticos**

Las prótesis suelen tener de por sí diferentes componentes para poder cumplir su cometido, en este caso para prótesis por debajo del codo se componen de los siguientes elementos:

- 1- Encaje
- 2- Sistemas de suspensión
- 3- Fuente de energía-sistema de control
- 4- Articulación de muñeca
- 5- Dispositivo terminal.

### **Encaje:**

Corresponde al elemento capital de la prótesis puesto que es el que se sujeta al cuerpo del sujeto y al mismo tiempo es donde se sostendrá el resto de los componentes. Ha de estar diseñado y debe adaptarse perfectamente a la anatomía del muñón para no causar rozaduras o restricciones a la movilidad del resto de las articulaciones.

### **Sistemas de suspensión:**

La suspensión corresponde a los elementos que asegura que el muñón y la prótesis estén perfectamente unidos. Así mismo se dividen en dos tipos: Endo suspensión y exo suspensión. La Endo suspensión o auto suspensión es aquella que se puede anclar a sí mismo sin la necesidad de correajes adicionales, arneses u otros medios auxiliares externos. Mientras que la suspensión externa o exo suspensión, además de sujetar la prótesis sirve como sistema de control muscular en las prótesis cinemáticas. Se utilizan articulaciones externas para sujetar y arneses para dirigir el control muscular.

### **Fuente de energía-sistema de control:**

Las prótesis mecánicas o cinemáticas utilizan como fuente de energía la generada por un movimiento articular del mismo usuario, o lo que se conoce como un “body-powered”. Utilizando correas y/o arneses para sujetar, utilizarán los movimientos corporales para transformarlo a través del mecanismo de la prótesis. Por otro lado, se tiene como sistema de energía las prótesis mioeléctricas, las cuales utilizan electrodos alojados en la pared interna del encaje para entrar en contacto directo con la piel del muñón. Estos se encargan de recoger una señal muscular que se obtiene por la contracción muscular y transformar en una señal eléctrica que, activa un pequeño motor que hace de la mano o pinza se abra o cierre.

### **Articulación de muñeca:**

Dicha articulación sirve para acoplar el dispositivo terminal en la prótesis y para poder orientarlo en la posición que convenga para realizar cualquier actividad. Gracias a la articulación de la muñeca el usuario también puede intercambiar el tipo de dispositivo terminal si se estima

conveniente y no toda la prótesis. Para prótesis mioeléctricas, el movimiento de pronosupinación se origina en los mismos electrodos que abren y cierran la mano pero gracias a una contracción muscular distal. En las prótesis mecánicas existen mecanismo de muñeca con una rotación pasiva de fricción que o bien el amputado mueve con la mano o bien se gira pasivamente al quedar el dispositivo terminal fijado contra la superficie dura o entre los músculos. Otras muñecas disponen de un sistema de bloqueo que coloca el dispositivo distal en una posición fija elegida para trabajar y que resulte muy útil para prevenir las rotaciones inadvertidas a la hora de agarrar o transportar objetos.

### **Dispositivo terminal:**

Su función principal es la prensión y su indicación depende de las necesidades o situaciones donde se desenvuelve cada paciente. Entre estas se clasifican 3: la mano, la pinza-gancho y los dispositivos especiales. La mano como dispositivo terminal puede ser de tres tipos: la pasiva, la cual es eminentemente estética. Las manos de tipo activa, de acuerdo con la fuente de energía que emplee, puede ser mecánica o mioeléctricas. Las pinzas-gancho corresponde al dispositivo más funcional pero menos estético, mientras que otros dispositivos terminales especiales se fabrican específicamente para alguna actividad en concreto como, por ejemplo: ganchos para ciertos deportes como estacas, cepillos de dientes, entre otros. Si bien pueden ser muy útiles, tiene la desventaja de solo servir para la actividad para la que fueron fabricados.

## **Capítulo 2 La mano humana y la muñeca.**

La mano humana es el principal órgano de manipulación física por parte del humano, al mismo tiempo que es la principal fuente de información táctil sobre su entorno al tener zonas con mayores terminaciones nerviosas del cuerpo. En la actualidad sigue siendo esencial tanto en el trabajo como en el ocio o el deporte por su capacidad de realizar acciones tanto básicas como específicas. Es tal la dependencia de dichas extremidades, que la pérdida parcial o completa de dicha extremidad ha formado el estudio de la prótesis para entregar una mejor calidad de vida a los que la padezcan.

En este capítulo se realizará un estudio de la mano humana y la muñeca, tanto desde la anatomía, los movimientos de las articulaciones y los movimientos coordinados. El objetivo de este capítulo es obtener las especificaciones para el diseño de la prótesis, tanto mecánicas como estéticas para completar los objetivos.

### **2.1 Anatomía de la mano y la muñeca**

La mano corresponde al órgano que finaliza las extremidades superiores del cuerpo humano que está unida al antebrazo. Comprende desde la muñeca hasta la punta de los dedos y puede ser dividido en tres secciones principales: muñeca, palma y dedos. Al igual que los ojos y la piel, la mano sirve como un importante órgano sensorial para la percepción de los que nos rodea y es asociada al mismo sentido del tacto.

Los 19 huesos y 19 articulaciones de la mano, además de los 8 huesos de la muñeca, se ponen en movimiento por la acción de 29 músculos controlados por la corteza del encéfalo. Debido a su enorme complejidad biomecánica, la función de la mano corresponde una región desproporcionadamente grande de dicha corteza. La mano cuenta con cinco dedos enumerado con números griegos y llamados: pulgar, índice, corazón o medio, anular y meñique (figura 2.1). Cada dedo este compuesto de tres falanges: distal, media y proximal, a excepción del pulgar el cual solo tiene las falanges distal y proximal.

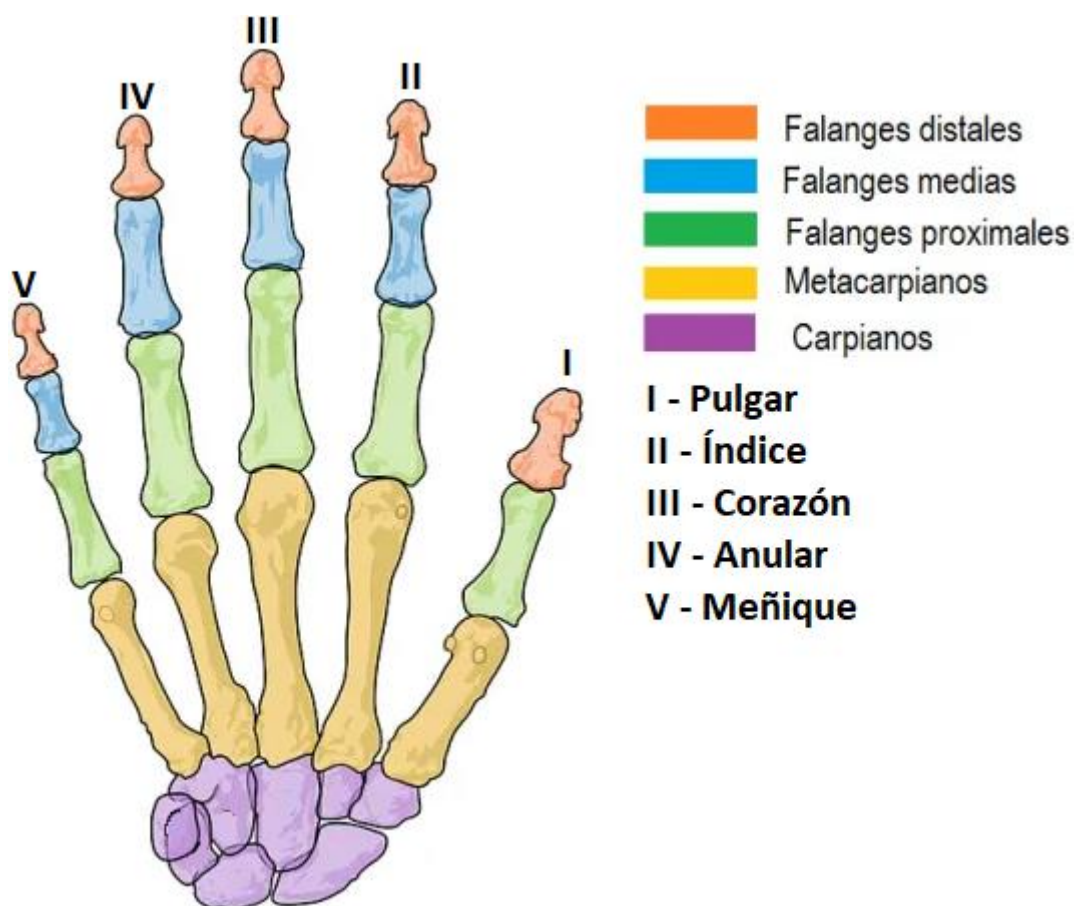


Figura 2.1 Muñeca y mano derecha en vista palmar. (2)

Una de las características de la mano es poseer una concavidad natural de la superficie de la mano relajada. Dicha concavidad le otorga la capacidad de manipular objetos de diferentes formas y tamaños puesto que puede ser ajustada. Dicha concavidad está formada por tres sistemas de arcos unidos mecánicamente, dos transversos y uno longitudinal (ver figura 2.2)

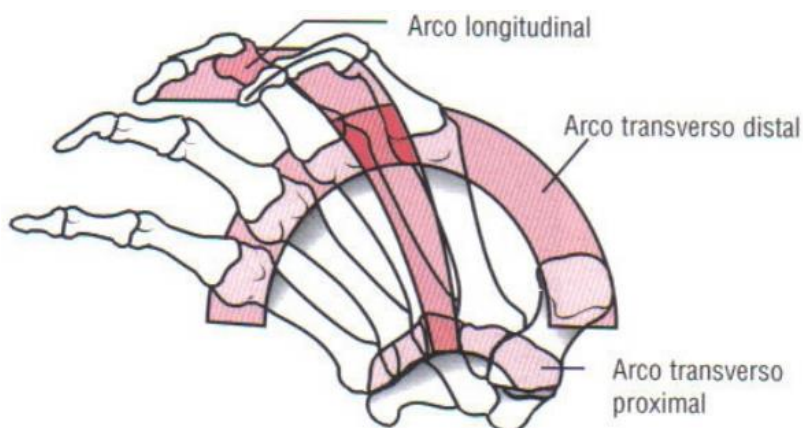


Figura 2.2 Concavidad natural de la palma de la mano por medio de tres sistemas de arcos integrados: uno longitudinal y dos transversales. (3)

El arco transversal próximo está formado por los huesos del carpo y es una estructura rígida, siendo el hueso estructural base (piedra angular central en el caso de puentes o arcos) el hueso grande (ver figura 2.3). El arco transversal distal está formado por las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) o las cabezas de los huesos metacarpiano. A diferencia del arco proximal, este arco posee una flexibilidad debido a la acción de los metacarpianos periféricos (I, IV y V) que se mueven en torno a los metacarpianos centrales (II y III). Dichos metacarpianos centrales corresponden a la piedra angular del arco Traverso distal. Por último, el arco longitudinal de la mano tiene una sección rígida formada en curvatura natural de los metacarpianos centrales, los cuales están unidos firmemente a huesos del carpo mediante la articulación carpometacarpianas (CMC). Mientras que su parte móvil se debe a las articulaciones interfalángicas (IF) al flexionar o extender los dedos. La piedra angular del arco longitudinal son la segunda y tercera articulación MCF.

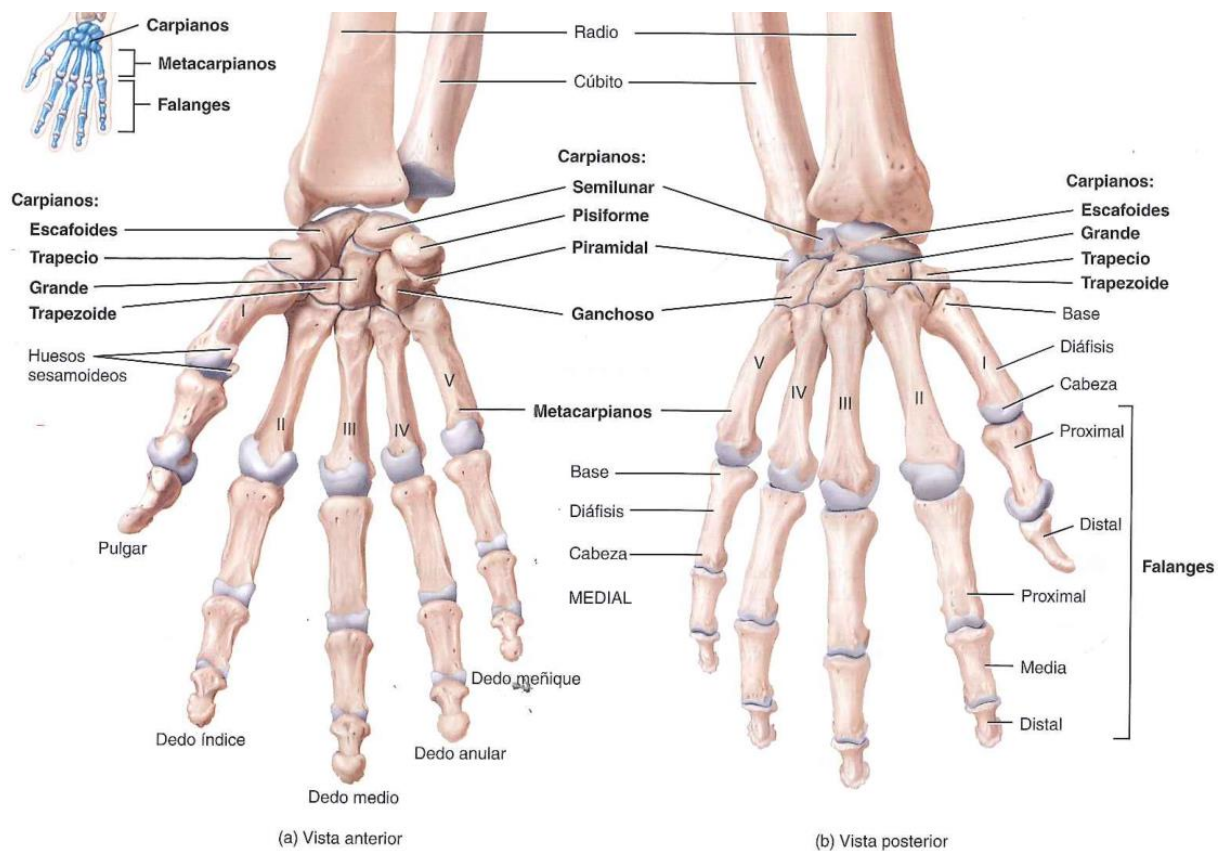


Figura 2.3 Muñeca y mano derecha en vista anterior y posterior. (2)

Al igual que cada individuo es único como un todo, también lo suelen ser la suma de sus partes. Por lo que las dimensiones de las manos varían de persona en persona, por lo que el año 2012 la sociedad chilena de la anatomía realiza un estudio sobre las dimensiones de la mano, así como sus componentes (ver Anexo). A modo de resumen se presenta las medidas tanto de hombre como de mujeres entre 24 y 29 años de sus diferentes componentes, las cuales serán utilizadas como base para el diseño futuro de la prótesis.

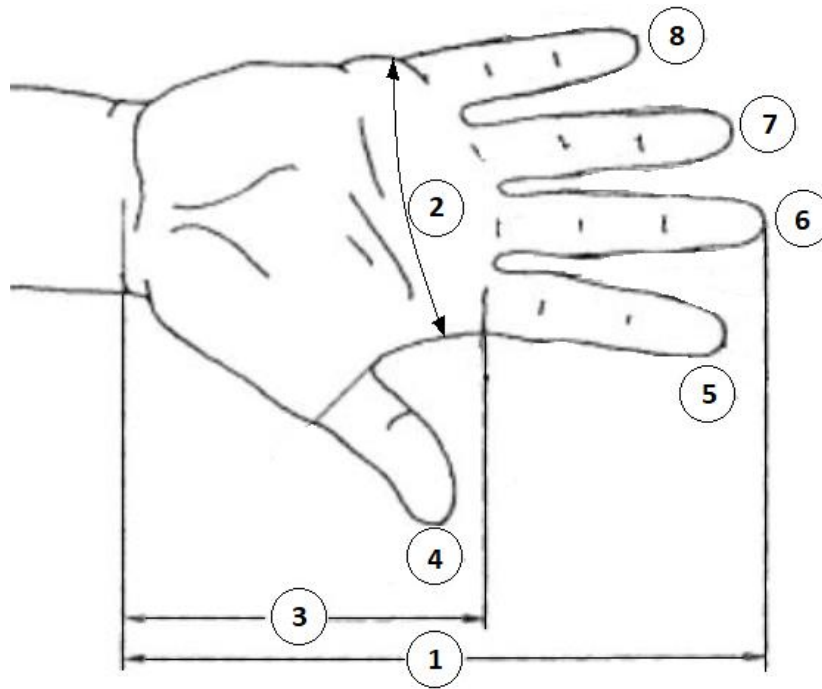


Figura 2.4 Medidas de la mano según la Norma DIN 32.402. (4)

Tabla 2-1 Medidas promedio de las diferentes secciones de la mano. (6)

Ubicación	Sección	Promedio de medidas de hombres en [mm]	Promedio de medidas en mujeres en [mm]
1	<b>Longitud de la mano</b>	188 ± 10	171 ± 5
2	<b>Anchura de la mano</b>	90 ± 21	80 ± 19
3	<b>Longitud de la palma</b>	109 ± 12	91 ± 11
4	<b>Dedo Pulgar</b>	Longitud falange proximal	42 ± 7
		Longitud falange distal	34 ± 5
5	<b>Dedo Índice</b>	Longitud falange proximal	21 ± 13
		Longitud falange media	31 ± 7
		Longitud falange distal	25 ± 4
6	<b>Dedo Medio</b>	Longitud falange proximal	55 ± 14
		Longitud falange media	36 ± 8
		Longitud falange distal	27 ± 4
7	<b>Dedo Anular</b>	Longitud falange proximal	45 ± 12
		Longitud falange media	32 ± 7
		Longitud falange distal	23 ± 2
8	<b>Dedo Meñique</b>	Longitud falange proximal	37 ± 10
		Longitud falange media	23 ± 3
		Longitud falange distal	20 ± 2

Para el peso de una mano, se sabe que este corresponde aproximadamente a un 0.66% del peso total de cada individuo (5), por lo tanto, al igual que sus dimensiones su masa será variable. Si se toma como referencia una persona de unos 80 [kg], este debería tener una mano de unos 528 [gr] aproximadamente.

### **2.1.1 Componentes Óseos.**

La muñeca o carpo está conformada por dos articulaciones muy unidas entre sí, ambas son conformadas por su propia fila de huesos haciendo un total de ocho huesos carpianos. Aquella fila que tiene interacción con los huesos del antebrazo: cubito y radio. Es llamada articulación radiocarpiana y está conformada por: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Mientras que la articulación que le sigue y luego tendrá contacto con los huesos metacarpianos, corresponde a la articulación medio carpiana, la cual es conformada por el trapecio, trapecoide, hueso grande y el hueso ganchoso.

Los huesos de la mano se caracterizan por ser pequeños y alargados, muy unidos entre si permitiéndole movimientos muy delicados. Los metacarpianos corresponden a los huesos de la palma a de la mano, y al igual que los dedos son enumerados del uno al cinco comenzando con el pulgar. El primer metacarpiano es el más corto y robusto debido a la fuerza que debe ejercer el pulgar, mientras que el segundo suele ser el más largo y el resto se cortan de manera progresiva. Cada metacarpiano presente una articulación en cada extremo, teniendo una base en su extremo proximal que se articula con uno o más huesos del carpo. Mientras que en su extremo distal presenta una cabeza cóncava (visible en los nudillos) con los cual cada uno se articula con falange proximal

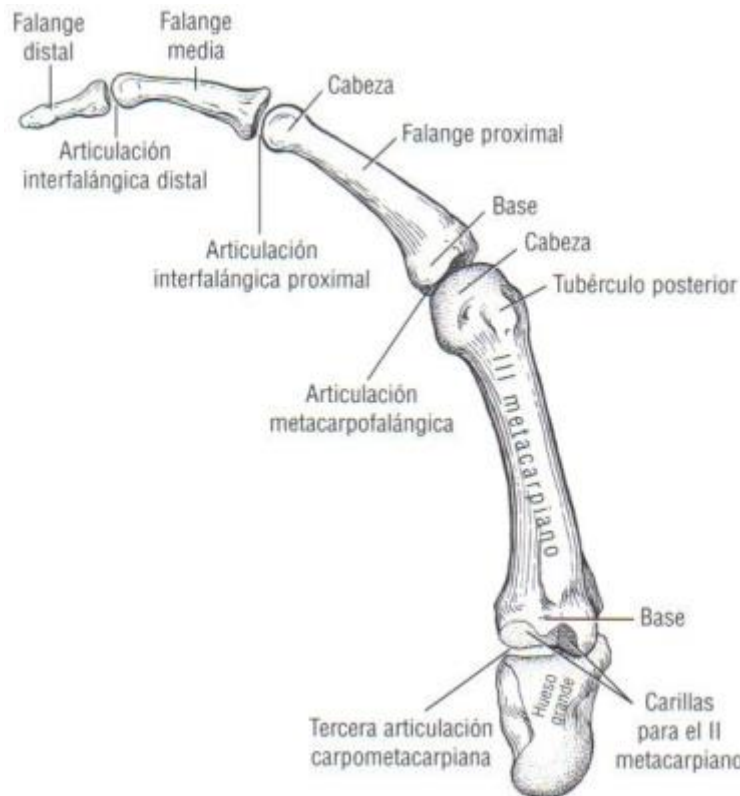


Figura 2.5 Vista radial de los huesos del tercer radio (metacarpiano y falanges asociadas) incluyendo hueso grande de la muñeca (3)

La mano cuenta con 14 falanges denominadas proximal, media y distal (ver figura 2.5) y cada falange tiene una estructura de base cóncava, diáfisis (parte tubular entre dos extremos) y una cabeza convexa. La falange distal solo posee una base convexa y en su extremo distal una tuberosidad redondeada que le permite anclarse al pulpejo carnosos al final de cada dedo.

### 2.1.2 Artrología

La artrología corresponde a la rama de la anatomía que estudia las articulaciones y sus movimientos. En este punto es necesario definir terminologías que describen el movimiento de la mano, estas asumen que un movimiento concreto se inicia en la posición anatómica o de reposo, con el codo extendido, el antebrazo en supinación completa y la muñeca en posición neutral.

#### Articulación de la muñeca

La muñeca cuenta con tres tipos de articulaciones: articulaciones radiocarpianas, articulación medio carpiana y articulaciones intercarpianas. Los diferentes desplazamientos entre los diferentes huesos de la muñeca, o osteocinemática, generan como resultado dos grados de libertad de movimiento: flexión y extensión, y desviación cubita y radial. (ver figura 2.6). La circunducción (movimiento circular completo de la muñeca) corresponde a una combinación de los movimientos anterior mencionados. Los límites de dichos movimientos son de 90° tanto para la extensión como la flexión, mientras que para la desviación cubita será de 30° y 20° para la desviación radial.

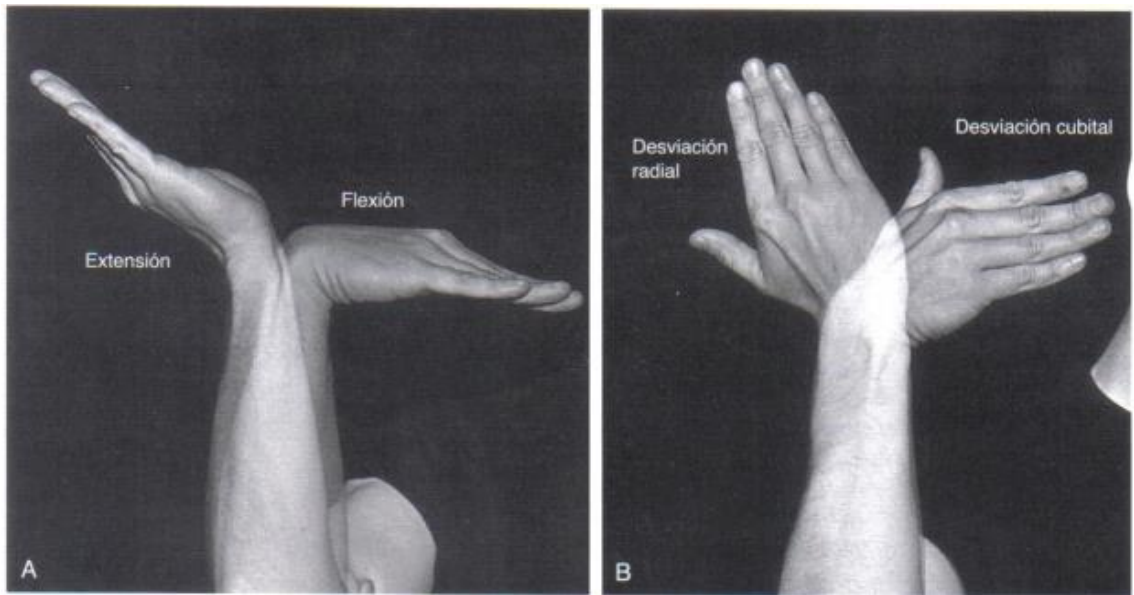


Figura 2.6 Osteocinemática de la muñeca. A, flexión y extensión. B Desviación radial y cubital. (4)

### **Articulación carpometacarpiana CMC**

Las articulaciones CMC de la mano forman la articulación entre la fila distal de los huesos del carpo y las bases de cinco metacarpianos, siendo el más complejo el del metacarpo del pulgar (ver figura 2.7). Se localizan en el extremo proximal más alejado de la mano.

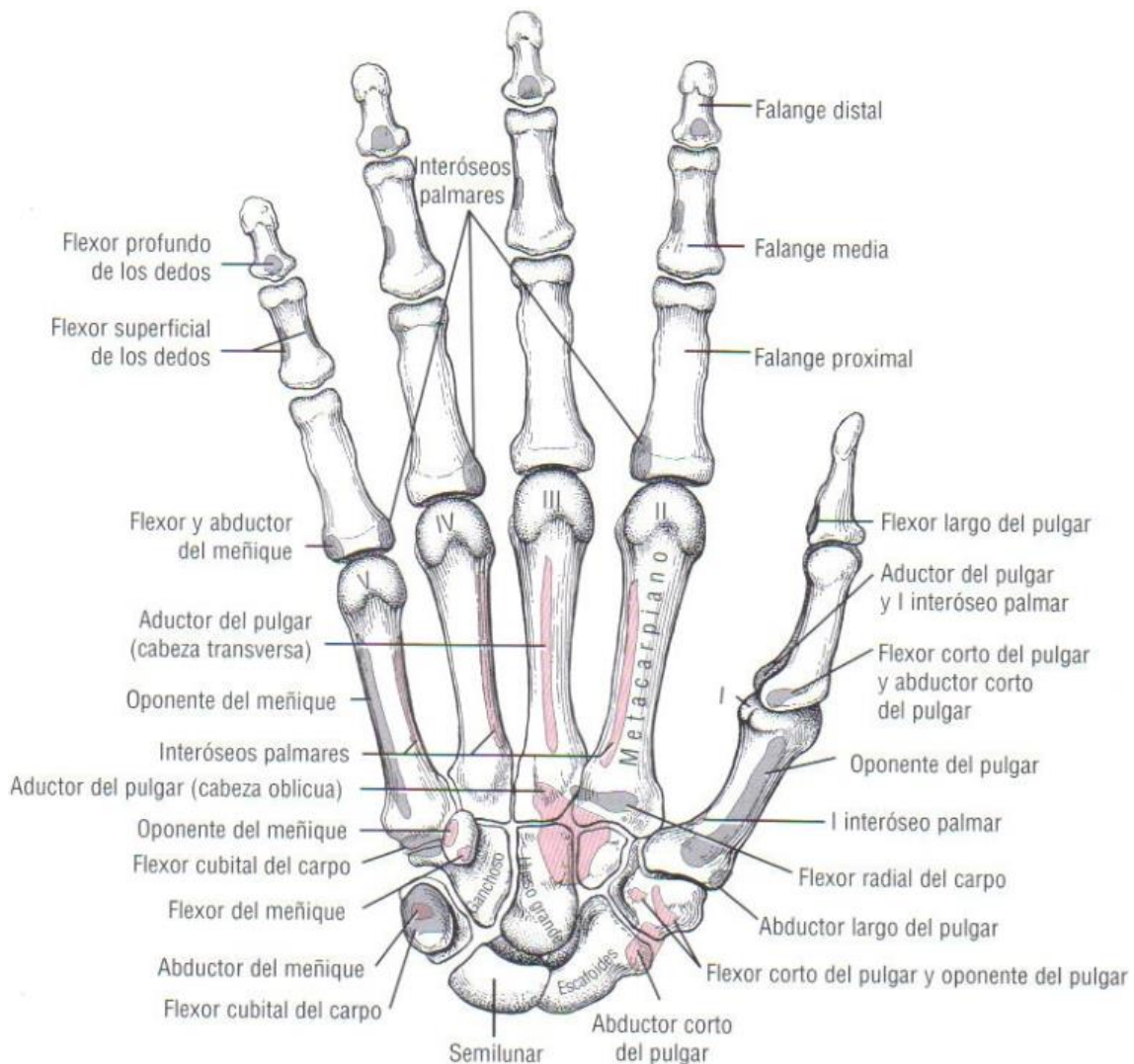


Figura 2.7 Vista palmar de los huesos de la muñeca y mano derecha. Las inserciones proximales de los músculos aparecen en rojo y las inserciones distales en gris. (3)

La función de las articulaciones CMC permite a la mano tener su concavidad de la palma para adaptarse a diferentes formas. Siendo lo más llamativo la capacidad de sostener con firmeza objetos cilíndricos. La articulación de los huesos II y III son llamadas articulaciones sellantes complejas son aquellos que presentan menor rango de movilidad puesto que también son aquellos que aportan mayor estructura y son el pilar central de la mano. El IV metacarpiano se flexiona unos  $10^\circ$ , mientras que el V metacarpiano más móvil se flexiona unos  $20$  a  $25^\circ$

La articulación CMC del pulgar es la más compleja de las articulaciones CMC y permite movimientos muy extensos al pulgar, permitiendo oponerse por complejo resultando fácil tocar las yemas de los otros dedos. Los movimientos CMC del pulgar se da en dos grados de libertad: la abducción y aducción en el plano sagital y la flexión y extensión que ocurren en el plano frontal. La aducción máxima sigue al metacarpiano del pulgar unos  $45^\circ$  anterior al plano de la palma. Durante la acción de la flexión y extensión ocurren distintos grados de rotación axial del metacarpiano. En posición anatómica, el metacarpiano del pulgar adopta una posición casi de

extensión completa. Desde dicha posición, la articulación CMC puede extenderse unos 10° a 15°. Desde la extensión completa el metacarpiano del pulgar se flexiona sobre la palma unos 45° a 50°

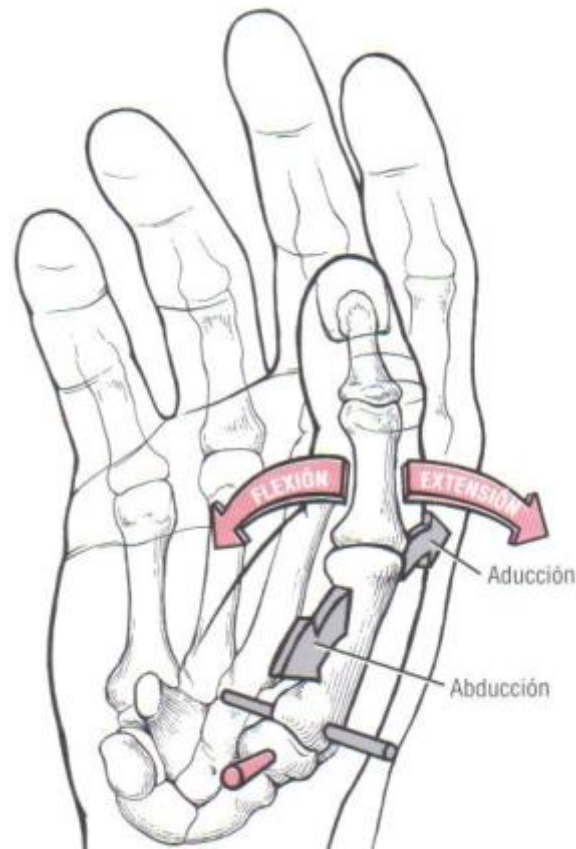


Figura 2.8 Osteocinemática biplanar primaria de la articulación carpometacarpiana del pulgar derecho (4)

### Articulaciones metacarpofalángicas MCF

Las articulaciones MCF de los dedos se sitúan entre las cabezas convexas de los metacarpianos y las superficies proximales cóncavas someras de las falanges proximales. El movimiento de la articulación MCF se produce sobre dos planos: flexión y extensión en el plano sagital, y abducción y obducción en el plano frontal.

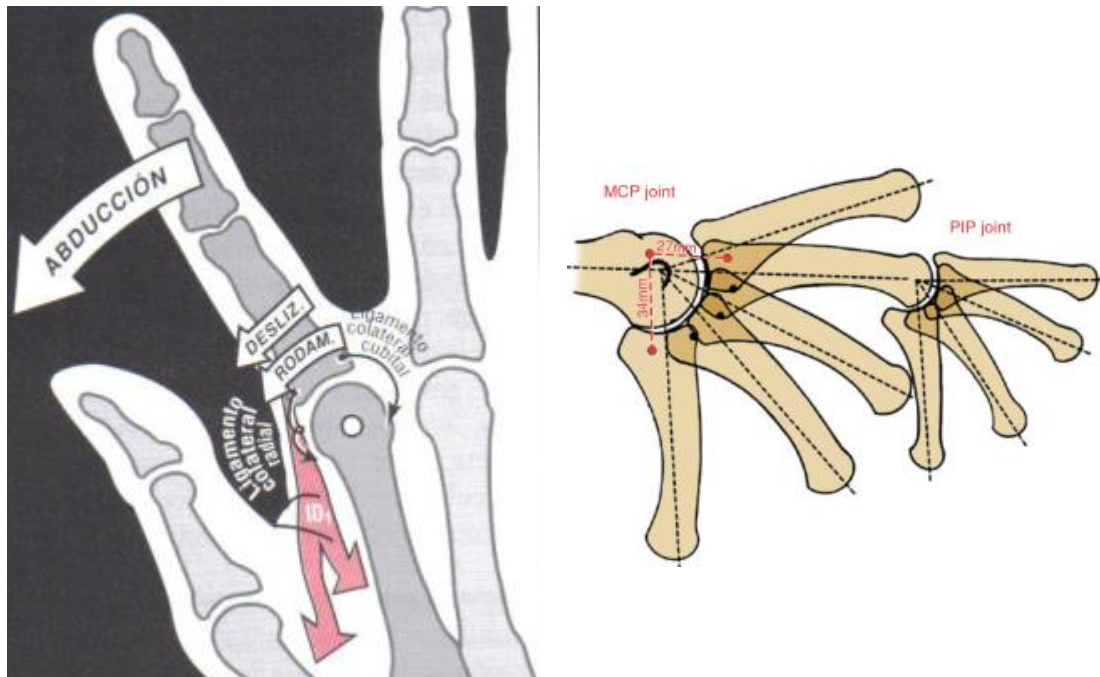


Figura 2.9 Articulación MCF. Izquierda artrocinemática de la abducción activa de la articulación metacarpofalángica. Derecha: Flexión y extensión de la articulación MCP. (4)

La amplitud general de flexión y extensión en las articulaciones MCF aumenta gradualmente de los dedos II a V, teniendo una flexión de  $90^\circ$  para el metacarpo II (índice) y unos  $110^\circ$  a  $115^\circ$  en la V articulación (meñique). Las articulaciones MCF se pueden hiperextender pasivamente más allá de la posición neutra de amplitud considerable de  $30^\circ$  a  $45^\circ$ , donde un arco total de movimiento en el plano sagital de  $120^\circ$  a  $135^\circ$ . La abducción y aducción en las articulaciones MCF se producen en unos  $20^\circ$  a ambos lados en la línea media formada por el tercer metacarpiano.

### Articulaciones interfalángicas IF

Las articulaciones interfalángicas proximal y distal de los dedos permite solo un grado de movimiento: flexión y extensión. Desde un punto de vista estructural y funcional, estas articulaciones son más sencillas que las articulaciones MCF. Las articulaciones IF proximales (IFP) están formadas por la articulación entre las cabezas de las falanges proximales y las bases de las falanges medias. Las articulaciones IFP se flexionan uno  $100^\circ$  a  $120^\circ$ , mientras que las articulaciones IFD muestran una menor flexión de unos  $70^\circ$  a  $90^\circ$ . Suele haber una hiperextensión mínima en las articulaciones IFP, si bien las articulaciones IFD presentan hasta  $30^\circ$  de hiperextensión. Un caso particular corresponde al pulgar que, si bien también posee un solo grado de libertad, posee una flexión activa de unos  $70^\circ$  y una hiperextensión pasiva más allá de la posición neutra de  $20^\circ$ .

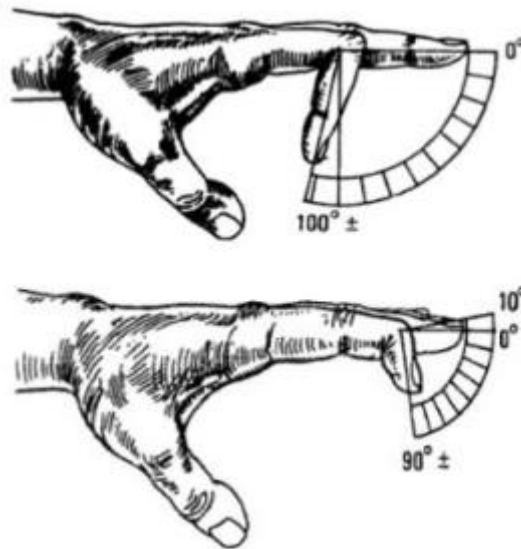


Figura 2.10 Flexión y extensión de las falanges distal y media

## 2.2 Movimientos coordinados.

Como se ha estudiado, la mano es un órgano complejo con múltiples grados de libertad o movimientos difíciles de describir. Pero tomando un enfoque más macro como la suma de todos los movimientos anterior mencionados, la mano se considera órgano efector puede: sostener, manipular y asir, como también usarse como plataforma para transferir o transmitir fuerzas. Puede considerarse que la mano funciona de las siguientes maneras:

- Sostener
- Manipular
  - Repetitivo y brusco
  - Continuo y fluido
- Presión al asir con toda la mano o en pinza
  - Presión de potencia
  - Presión de precisión
  - Oposición subtermino-lateral
  - Presión en oposición terminar pulgar-índice
  - Presión de garfio

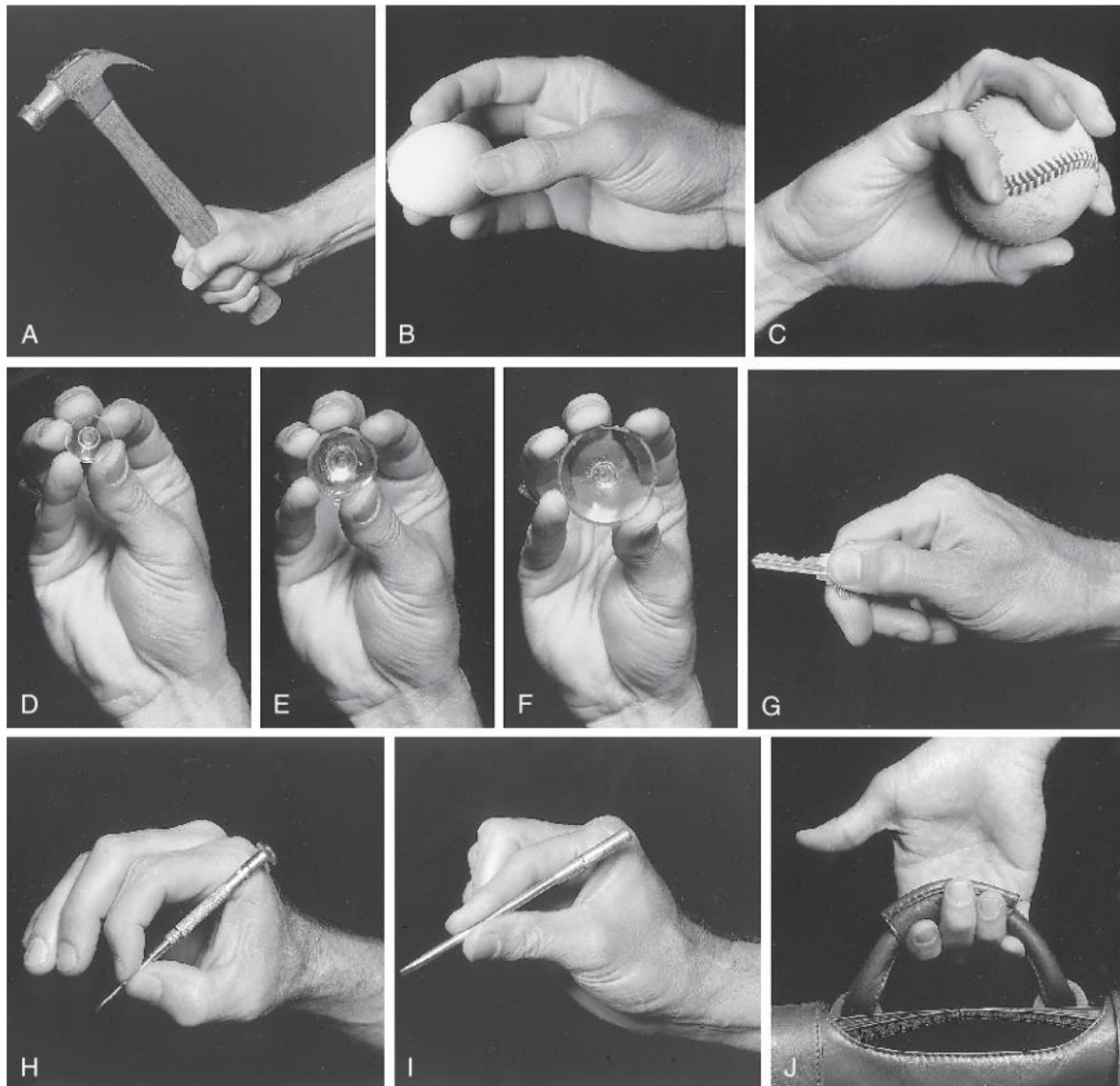


Figura 2.11 Una mano sana puede realizar prensiles corrientes. A, Presión de potencia. B, Presión de precisión para sostener un huevo. C, Presión de presión para lanzar una pelota. D a F, Modificaciones de la presión de presión alternando la concavidad del arco transversal distal. G, Oposición subterminal-lateral. H, Oposición terminal de las yemas pulgar-índice. I, Oposición terminal de los pulpejos pulgar-índice. J, Presión de garfio. (4)

El número de formas en que los dedos manipulan objetos es esencialmente infinito, permitiéndole a esta tener la función de manipular de manera más dinámica. Los movimientos de tipo continuo y fluido tienen una intensidad y ritmo controlados como al escribir o coser. Mientras que aquellos movimientos repetitivos y bruscos correspondan acciones del tipo teclear o rascarse. La presión describe la capacidad de los dedos y del pulgar para asir, sostener y agarrar o coger objetos, siendo en su mayoría del tipo pinza (ver figura 2.11 apartado H) utilizando el índice y el pulgar. De todas maneras, la mayoría de las actividades de presión se agrupan en:

- **Presión de potencia:** se usa cuando se requiere estabilidad, grandes fuerzas y poca precisión. Suelen sostener objetos cilíndricos o esféricos, utilizando grandes fuerzas de

- los músculos flexores de los dedos y extensores del carpo para estabilizar. (ver figura 2.11, A)
- **Presión de precisión:** utilizada para acciones que requieran mayor delicada, utilizando el pulgar en abducción parcial y los dedos flexionados parcialmente para agregar grados variables de fuerza (ver figura 2.11, B a F)
  - **Oposición subtérmino-lateral:** Movimiento cuando se requiere grandes fuerzas para estabilizar un objeto entre el pulgar y el borde lateral del borde índice (ver figura 2.11, G). Combina la potencia del abductor del pulgar y el primer interóseo dorsal con la destreza y agudeza sensorial del pulgar y el índice.
  - **Oposición terminal pulgar-índice:** Otorga gran control fino para sostener objetos entre el pulgar y el índice sin necesidad de potencia, ideal para objetos diminutos (ver figura 2.11, H e I). La oposición terminal de los pulpejos aporta un área mayor de superficie, lo cual aumenta la seguridad de la presión.
  - **Presión en garfio:** La única forma de presión que no requiere del pulgar, utilizando las articulaciones IFP e IFD. La fuerza de presión en garfio suele estar determinada por un nivel relativamente bajo de actividad del musculo flexor profundo de los dedos (ver figura 2.11, J)

### 2.3 Fuerza de agarre

La fuerza de agarre es la capacidad que tenemos para sostener, apretar o sujetar objetos con las manos. Sirve para medir la fuerza general en exámenes médicos puesto que puede detectar condiciones como pérdida de masa muscular, fallos neurológicos, densidad mineral ósea, malnutrición entre otras. Como se mencionó anteriormente, los agarres más utilizados son el transversal y de pinza. Se han realizado diferentes pruebas en diferentes países con el objetivo de tener un censo de dicha característica y llegar a un promedio estandarizado.

En el año 2007 en la localidad de Usaquén. Bogotá se realizó una investigación para elaborar los estándares de fuerza de agarre en individuos sanos entre 20 y 70 años, Se evaluó la fuerza de agarre de una muestra aleatoria estratificada de ambos géneros con un total de 386 personas (199 mujeres y 187 hombres) de los 6 estratos socioeconómicos. Para esto se utilizó un dinamómetro Jamar (ver Figura 2.12), obteniendo como resultado los estándares de fuerza del agarre para la muestra de población colombiana en dos diferentes posiciones. La denominada posición A la cual es la que describe la Sociedad americana de Cirugía de la Mano con el codo en 90° de flexión; y la segunda denominada posición B en la que el codo esta extendido en 0°. Ver anexo apartado figura 6.13



Figura 2.12 Dinamómetro tipo Jamar (5)

Siguiendo el rango etario seleccionado anteriormente entre 24 a 29 y la mano izquierda, el estudio entregó en hombre una fuerza promedio de 41,07 [kgf] y una desviación estándar de 8,2 [kgf] y en el caso de mujeres de 23,95 [kgf] y una desviación estándar de 5,03 [kgf] para la posición A. Para el caso de la posición B se tuvo un promedio de 41,25 [kgf] y una desviación estándar de 7,06 en hombres, y en mujeres un promedio de 24,01 [kgf] con una desviación estándar de 5,42 [kgf]. El estudio entrega a modo de conclusión una tabla comparativa con valores obtenidos en comparación a otro estudio de población norteamericana (ver anexo), ajustando las unidades a sistema internacional se obtiene:

Tabla 2-2 Resultados obtenidos por el estudio de Bogotá, expresado en newtons

Edad	Hombres		Mujeres	
	Norteamericanos	Colombianos	Norteamericanas	Colombianas
<b>25-29</b>	491,5	402.7	282.4	234.8

Otro estudio más exhaustivo realizado en los años 2008 y 2009 en Noruega, se tomó un total de 566 participantes entre las edades de 20 a 94 años, realizando mediciones de su fuerza de agarre transversal y de pinza cada 0.5 segundos durante 10 segundos. Para esto se utilizó un dinamómetro de tipo Grippit (ver figura 2.13) el cual midió la fuerza de agarre de diversos participantes con variados rangos etarios. Entregando como resultado los gráficos de las figuras 2.14 y 2.14. Ver tabla resumen en anexo.



Figura 2.13 Instrumento Grippit. medición de la fuerza de agarre transversal en la izquierda y agarre de pinza a la derecha.

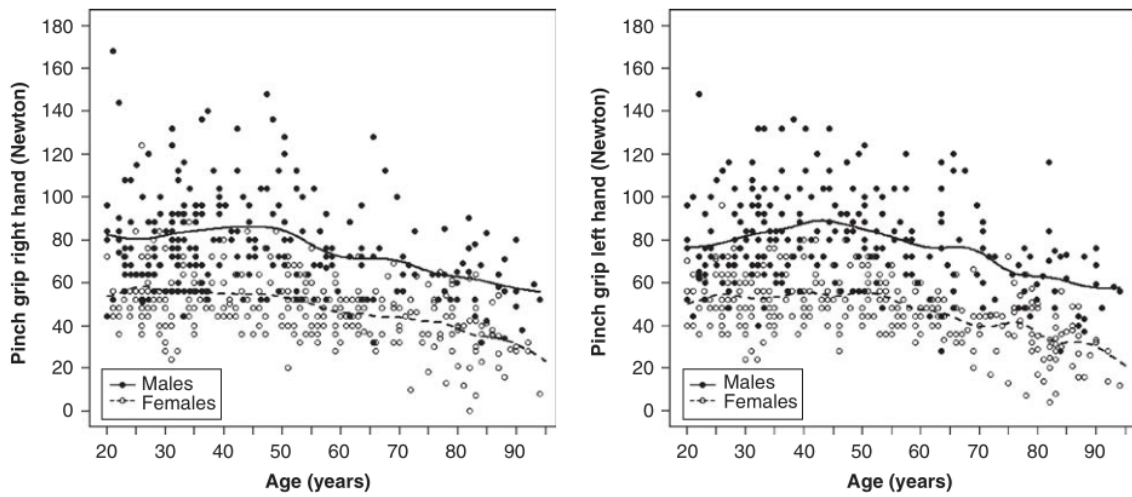


Figura 2.14 Valores de fuerzas de agarre de pinza expresada en Newtons para los diferentes rangos etarios. Resultados de la mano izquierda y mano derecha respectivamente en ese orden

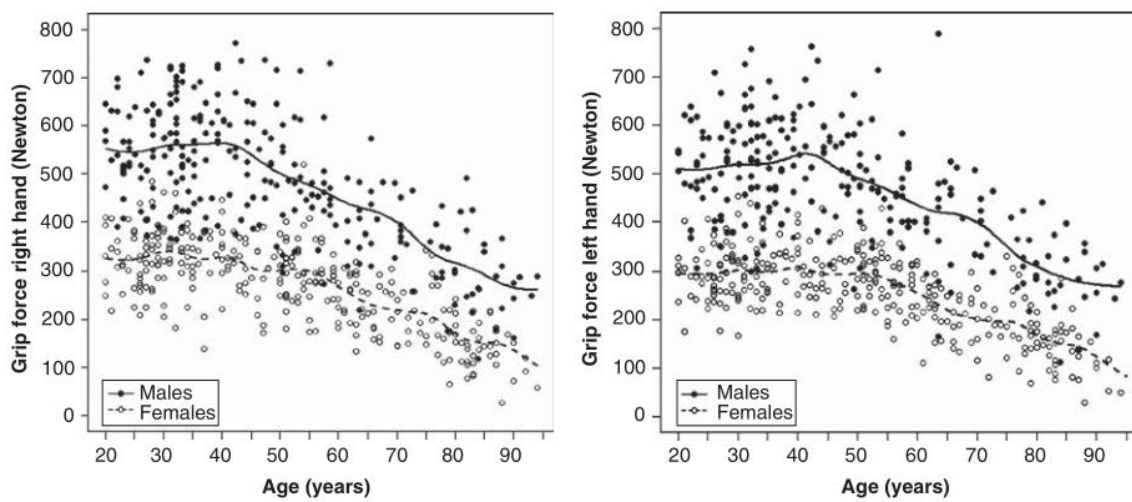


Figura 2.15 Valores de fuerza de agarre transversal expresada en Newtons para los diferentes rangos etarios. Resultados de la mano izquierda y mano derecha respectivamente en ese orden

En las mismas condiciones seleccionadas de personas entre los 20 y los 29 años, con la mano izquierda el estudio mostro en hombres un promedio de 454 [N] con una desviación estándar de 94 [N] para una fuerza de agarre transversal. Mientras que para mujeres el promedio de agarre normal fue de 254 [N] y un 52 [N] de desviación estándar.

## **Capítulo 3 Prótesis.**

Con la información recapitulada en el marco teórico, se comenzará a rediseñar, construir y someter a pruebas el prototipo de prótesis en base a prototipo anteriores.

### **3.1 Diseño**

#### **3.1.1 Objetivos del diseño:**

En esta sección se comenzará el diseño de la nueva prótesis, tomando como bases la estructura mecánica de la mano, el sistema de accionamientos y el control de este. Para esto se deberá tener en cuenta los cálculos de fuerza y tensiones presente en los dedos ante los diferentes tipos de agarres.

Siendo esta una prótesis de mano humana, esta deberá tener cinco dedos, un pulgar con dos articulaciones o falanges, y el sistema motriz que permita la abducción de estos. Para que este sea una prótesis funcional, considerara también los elementos auxiliares como el encaje y el sistema de suspensión. Durante este mismo proceso, se hablará de la selección de materiales de construcción, sistema motriz y de control.

El alcance este trabajo será el de elegir la mejor ubicación del sistema motriz fuera de la mano, manteniendo de manera externa la fuente de alimentación y componentes de control

#### **Necesidades del usuario:**

El objetivo principal de la prótesis será el de suplir la falta de la extremidad faltante, para así cumplir con las tareas definidas. Para esto se deberá plantear los atributos necesarios para satisfacer las necesidades de los usuarios. Utilizando el método de pesos ponderados, dichos atributos deberán ser categorizados y jerarquizados para así justificar su elección.

#### **Lista de atributos**

- Capacidad para poder flexionar los dedos
- Fácil montaje y uso
- Ergonómico
- Diseño simple
- Diseño ligero
- Larga vida útil
- Resistencia mecánica general
- Bajo costo de producción
- Bajo costo de mantención
- Capaz de sostener objetos de diferentes formas
- Piezas intercambiables (modular)
- Realizar los diferentes tipos de agarres fundamentales
- Levantar objetos de hasta 1 Kg
- Bajo costo de operación
- Actuadores ubicados en la caja motriz

- Volumen reducido
- Masa máxima
- Personalizable
- Bordes no filosos
- Volumen mínimo
- Bajo mantenimiento

### 3.1.2 Categorización de objetivos:

Luego de definir el listado de las características a considerar, es necesario reestructurarlos y separarlos en secciones establecidas: *Objetivos*; relacionado a necesidades o metas claves de lo que el usuario solicita el producto a base de adjetivos, *Funciones*, relacionado a conceptos de acciones o tareas del debe realizar, y *Restricciones*, límites establecidos que debe cumplir un diseño para realizar su función.

Tabla 3-1 Categorización de los atributos según naturaleza de Objetivo, Función o Restricción

Objetivo	Funciones	Restricción
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Capacidad para flexionar los dedos</li> <li>- Fácil montaje y uso</li> <li>- Ergonómico</li> <li>- Diseño simple</li> <li>- Diseño ligero</li> <li>- Larga vida útil</li> <li>- Resistencia mecánica general</li> <li>- Bajo costos de producción</li> <li>- Bajo costo de mantenimiento</li> <li>- Piezas intercambiables (modular)</li> <li>- Bajo costo de operación</li> <li>- Personalizable</li> <li>- Bordes no filosos</li> <li>- Volumen mínimo</li> <li>- Bajo mantenimiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Capacidad de sostener objetos de diferentes formas</li> <li>- Realizar los diferentes tipos de agarres fundamentales</li> <li>- Levantar objetos de hasta 1 Kg</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Actuadores ubicados en la caja motriz</li> <li>- Volumen reducido</li> <li>- Masa máxima</li> </ul>

### 3.1.3 Jerarquización de los objetivos:

Teniendo ya los objetivos, para especificarlos aún más se realizará una jerarquización de estos en nuevas características: funcionabilidad, apariencia, seguridad y costo.

Tabla 3-2 Distribución de los objetivos organizados según la Apariencia, seguridad, costos y funcionalidad

<b>Funcionabilidad</b>	<b>Apariencia</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Capacidad de flexionar los dedos y extenderlos</li> <li>- Fácil montaje y uso</li> <li>- Ergonómico</li> <li>- Larga vida útil</li> <li>- Piezas intercambiables (modular)</li> <li>- Bajo mantenimiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Diseño simple</li> <li>- Personalizable</li> <li>- Volumen mínimo</li> </ul>
<b>Seguridad</b>	<b>Costo</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistencia mecánica general</li> <li>- Diseño ligero</li> <li>- Bordes no filosos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bajo costo de producción</li> <li>- Bajo costo de mantenimiento</li> <li>- Bajo costo de operación.</li> </ul>

### 3.1.5 Pesos ponderados según jerarquización:

Se calculan los pesos relativos de cada objetivo en su propia categoría asignada, esto se realiza para priorizar y entregar un valor comparable de importancia entre cada objetivo. Dicha valoración objetiva viene dada por la escala de importancia Saaty, establecida para la comparación por parejas de criterios. Ver tablas de cálculo en anexo

Tabla 3-3 Lista de objetivo con sus respectivos pesos ponderados

<b>Funcionabilidad (0.432)</b>	<b>Apariencia (0.124)</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Capacidad de flexionar los dedos y extenderlos (0.143)</li> <li>- Fácil montaje y uso (0.078)</li> <li>- Ergonómico (0.097)</li> <li>- Larga vida útil (0.046)</li> <li>- Piezas intercambiables (modular) (0.056)</li> <li>- Bajo mantenimiento (0.012)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Diseño simple (0.075)</li> <li>- Personalizable (0.035)</li> <li>- Volumen mínimo (0.014)</li> </ul>
<b>Seguridad (0.372)</b>	<b>Costo (0.072)</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistencia mecánica general (0.215)</li> <li>- Diseño ligero (0.134)</li> <li>- Bordes no filosos (0.022)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bajo costo de producción (0.042)</li> <li>- Bajo costo de mantenimiento (0.024)</li> <li>- Bajo costo de operación. (0.005)</li> </ul>

### 3.2 Generación de conceptos.

Para completar los objetivos a lograr se plantearon diferentes conceptos de la ubicación de los componentes que generen el movimiento de la prótesis a modo de prototipos. En este caso se representa con color azul la prótesis de la mano además el encaje ubicado en el antebrazo. En color rojo se encuentra lo que se llamara caja motriz, que corresponde a los componentes de generen el movimiento y control de estos, además de los elementos de transmisión por cables hasta el dispositivo terminal. Por último, se tendrá en color verde a los de suspensión externos para poder fijarlo al cuerpo del usuario.

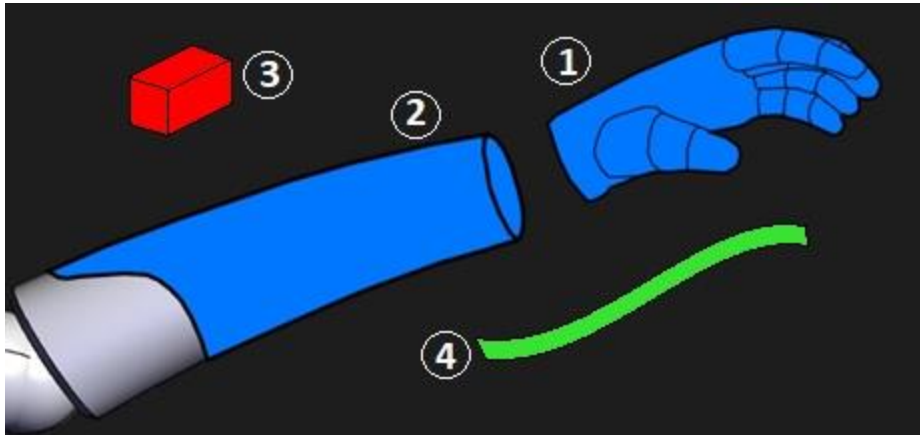
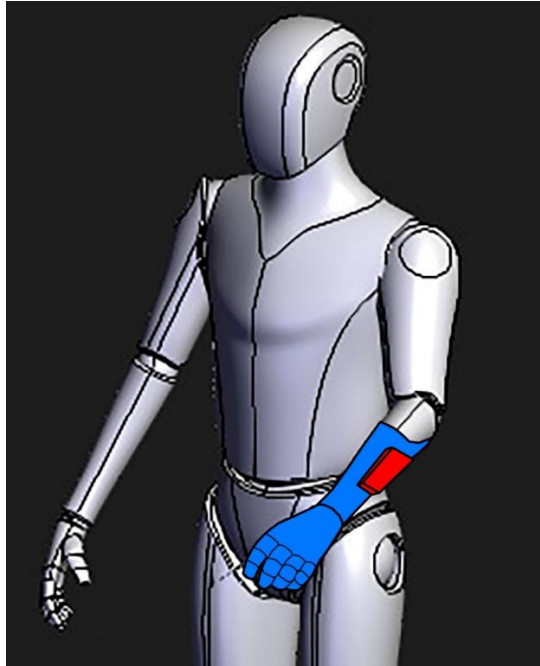


Figura 3.1 Diseño preliminar de la prótesis con sus diferentes componentes, para generar diferentes conceptos

#### Concepto 1: Ubicado en el encaje.

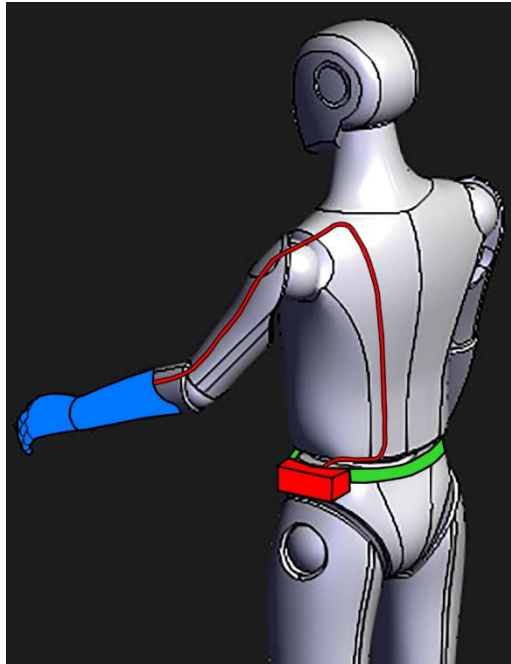
Considerando que, en el mismo prototipo establecido, debe de haber un componente transitorio entre la prótesis de la mano y el antebrazo: el encaje, este concepto plantea la posibilidad de incorporar la misma caja motriz al encaje. De esta forma no es necesaria la utilización de grandes cables de transmisión de la tracción ni sistemas auxiliares de suspensión adicionales.



*Figura 3.2 Caja motriz ubicada en el mismo encaje*

### **Concepto 2: Al nivel de la cintura**

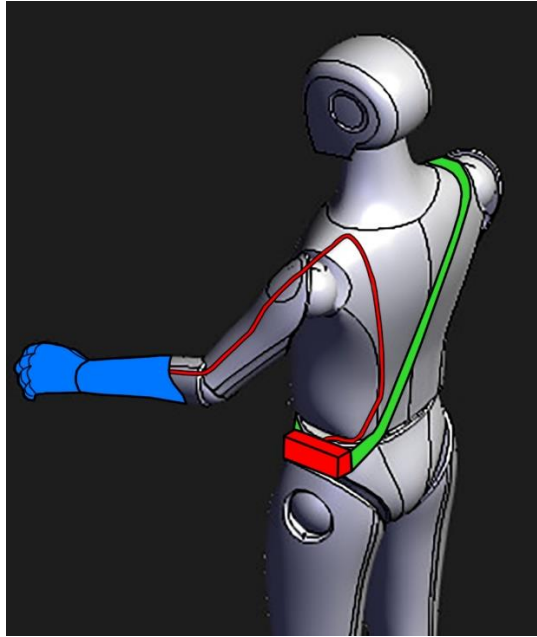
Este concepto plantea la utilización de suspensión externa al nivel de la cintura emulando un bolso de tipo “banano”. Este deberá tener un cable conductor desde el encaje hasta la cintura a través el hombro, el cual funcionará como una cobertura para las cuerda o tendones del dispositivo terminal.



*Figura 3.3 Caja motriz ubicada en la cintura con un conector desde la caja motriz a la prótesis para transmitir el movimiento*

### **Concepto 3: Tipo Bolso**

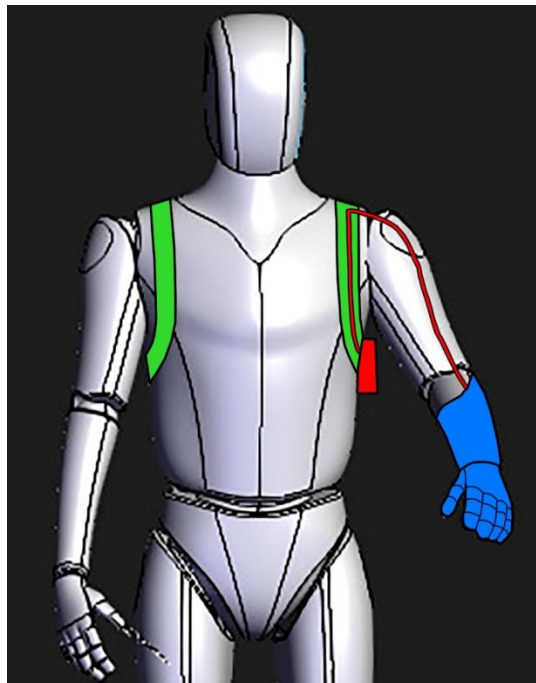
Planteado también como un prototipo estilo morral, está inspirado en las bombas de infusión de quimioterapia con un sistema de suspensión. Muy parecido al concepto anterior con la salvedad de tener una mayor libertad de movimiento o holgura.



*Figura 3.4 Caja motriz tipo bolso con una correa como sistema de suspensión.*

#### **Concepto 4: Estuche de pecho**

Llamado también estilo estuche, está inspirado en los estuches de armas de fuego debajo del brazo del usuario. Este tiene un sistema de suspensión de tipo arnés en el tórax del usuario para poder ser usado por debajo de la ropa y pasar más desapercibido.



*Figura 3.5 Caja motriz ubicado debajo del brazo en un sistema de suspensión de correas en el tórax.*

### 3.3 Selección los conceptos.

Planteado los posibles conceptos ahora se deberá seleccionar el más adecuado. Para esto se utilizó el método de pesos ponderados, el cual consiste en entregar una calificación a cada concepto en los diferentes objetivos ya mencionados. Este plantea para cada uno de los prototipos, que tan bien cumple los criterios de selección, los cuales tienen su propio peso relativo para la selección final.

Tabla 3-4 Tabla de selección de alternativas de diseño

Criterio de selección	Peso (%)	Concepto 1		Concepto 2		Concepto 3		Concepto 4	
		Tasa	Puntaje	Tasa	Puntaje	Tasa	Puntaje	Tasa	Puntaje
Capacidad de flexionar los dedos y extenderlo	14,26%	5	0,713	5	0,713	5	0,713	5	0,713
Fácil montaje y uso	7,81%	5	0,391	3	0,234	3	0,234	1	0,078
Ergonómico	9,71%	3	0,291	1	0,097	1	0,097	3	0,291
Larga vida útil	4,60%	3	0,138	3	0,138	3	0,138	3	0,138
Piezas intercambiables (modular)	5,65%	5	0,282	3	0,169	3	0,169	5	0,282
Bajo mantenimiento	1,16%	3	0,035	3	0,035	1	0,012	3	0,035
Resistencia mecánica general	21,50%	3	0,645	3	0,645	3	0,645	3	0,645
Diseño ligero	13,47%	3	0,404	3	0,404	3	0,404	3	0,404
Bordes no filosos	2,22%	5	0,111	5	0,111	3	0,067	3	0,067
Diseño simple	7,52%	5	0,376	3	0,226	3	0,226	1	0,075
Personalizable	3,51%	1	0,035	1	0,035	1	0,035	1	0,035
Volumen mínimo	1,39%	5	0,070	3	0,042	1	0,014	3	0,042
Bajo costo de producción	4,26%	4	0,170	3	0,128	3	0,128	1	0,043
Bajo costo de mantenimiento	2,40%	3	0,072	3	0,072	3	0,072	3	0,072
Bajo costo de operación	0,54%	3	0,016	5	0,027	1	0,005	1	0,005
Puntaje total		3,749		3,076		2,959		2,925	

Realizando este análisis de pesos ponderados para cada alternativa, se llega a que el primer concepto de la caja motriz ubicado en el mismo encaje, cumple de mejor manera los objetivos de diseño. El factor decisivo para tomar la primera elección es la de evitar el cable conductor entre la caja motriz y el dispositivo terminal. Si bien se planea utilizar un elemento protector para la cuerda o tendón que transmita dicho movimiento, mientras más largo sea dificultara su fabricación y posiblemente su funcionamiento.

### **3.4 Construcción.**

#### **Dispositivo terminal.**

Teniendo la ubicación de la caja motriz seleccionada, se procede a la fabricación de este prototipo funcional. Siendo esta la continuación de diseño de prótesis anterior de Álvaro Basoalto, se trabajará sobre la marcha de componentes que cumplen su propósito y se modificaran los que no. Utilizando el formato CAD en el programa Autodesk Inventor se modificaron los dedos de los dedos para que tuvieran una mejor unión interfalángica y este tenga un movimiento más solidario. Además de esto se modificaron las cavidades donde irán los tendones que al momento de tensarse generen el movimiento. La sección transversal de las cavidades ahora es más circulares y no tan alejadas del eje central, puesto que estos dejaban muy poco material entre la cavidad y la superficie externa, causando fallas al momento de imprimir las piezas.

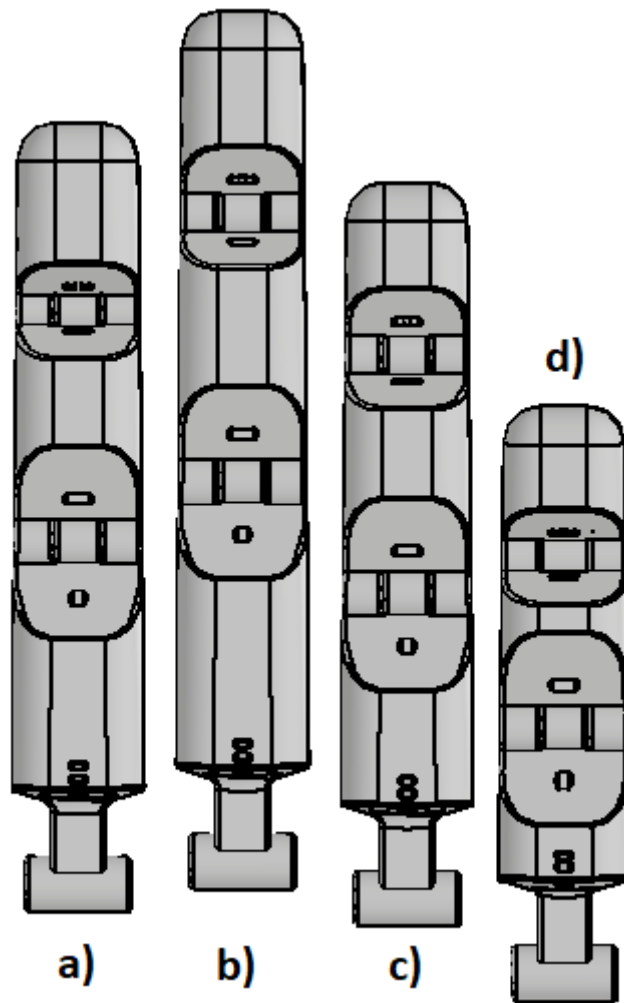


Figura 3.6 a) Dedo índice. b) Dedo medio. c) Dedo anular. d) Dedo meñique.

El sistema plantea unir con cuerda a modo de tendones las puntas de las falanges para que al ser tensada genere el movimiento de flexión y extensión según se requiera. Una vez se coloque una sección de cuerda a través de todas las falanges de cada dedo, estas serán unidas con tornillos y tuercas M3 ya que cada falange fue diseñada para albergar las dimensiones de las piezas de sujeción.

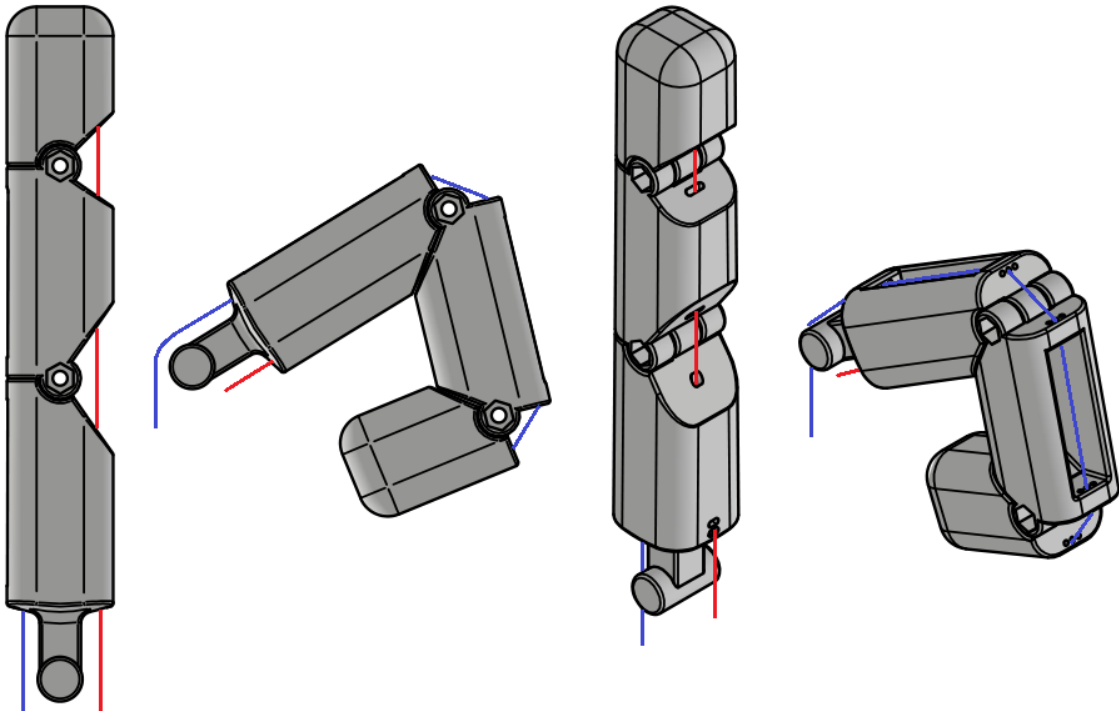


Figura 3.7 Dedo medio con su respectivo tendón para flexión (rojo) y extensión (azul)

Para el caso del pulgar este presente movimientos adicionales y más complejos como se mencionó anteriormente, además de la falta de una falange media. Para emular tanto el movimiento de flexión y extensión, al mismo tiempo que abducción y aducción de la articulación CMC se diseñó el sistema de ángulos de movimientos del soporte a la falange proximal que con un único movimiento emulara ambos movimientos del pulgar.

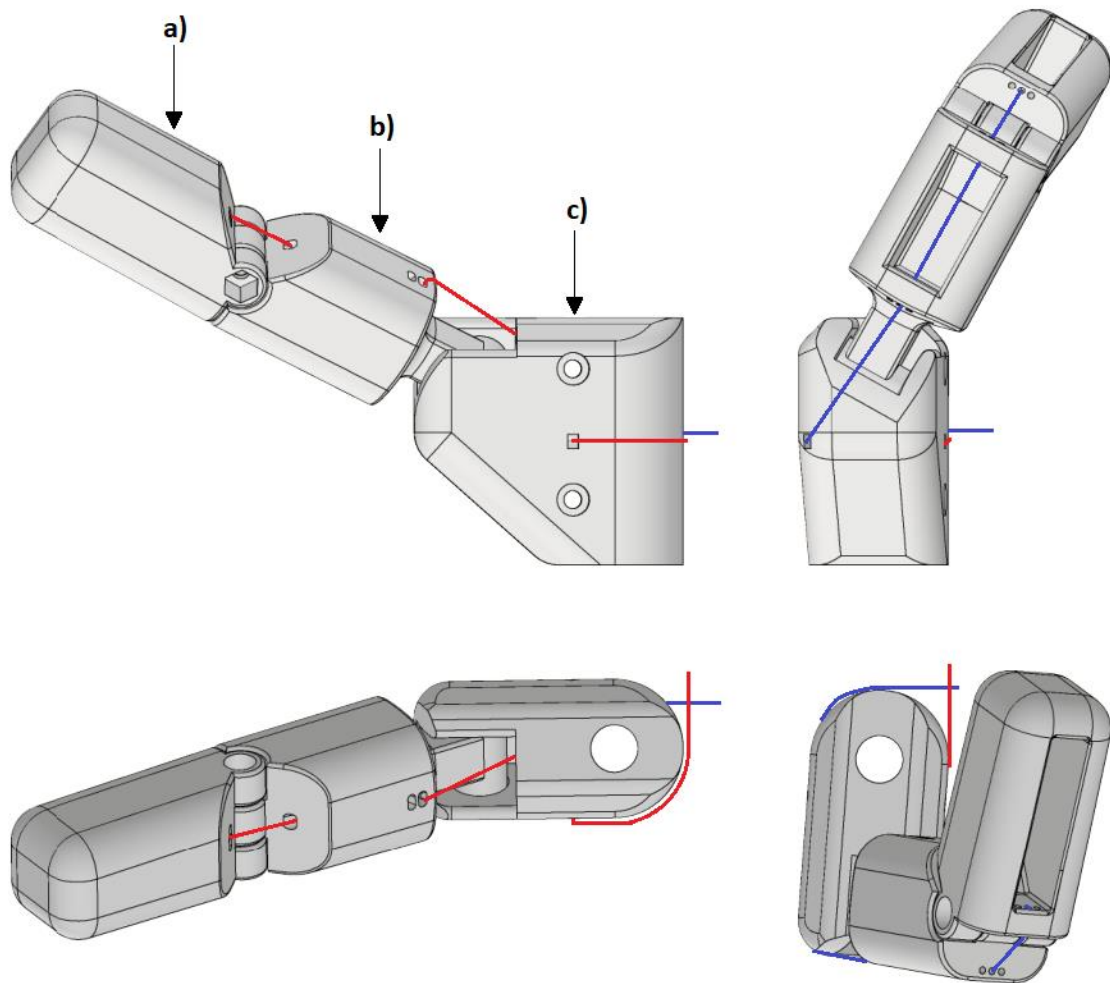


Figura 3.8 Pulgar con su respectivo tendón para flexión (rojo) y extensión (azul) con vista frontal y superior. a) Falange distal del pulgar. b) Falange proximal. c) Base del pulgar

Para incorporar el conjunto pulgar a la palma se fabricó un pasador cilíndrico que permitirá a la base del pulgar girar sobre este como eje al tensar el tendón de flexión.

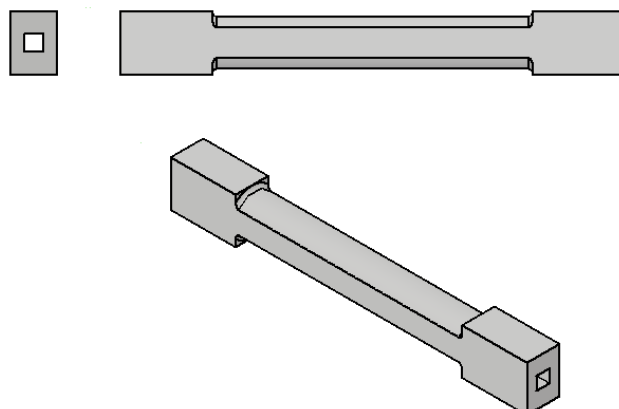


Figura 3.9 Pasador del pulgar.

Para poder sujetar los dedos será necesario la sección de la palma, pero esta deberá ser modificada. Ya que el objetivo es la construcción de la caja motriz ubicado en el mismo encaje, se deberá diseñar un prototipo rápido del encaje y que pueda ser unido a la mano. Por lo que tomando las secciones de la palma se modificaron para que pueda interactuar con una nueva pieza de soporte que una a la palma con el encaje. Además de esto, se modificaron las aberturas de estas piezas para que puedan transitar de mejor manera los tendones ya que los prototipos originales presentaban caminos poco eficientes que generaban roce innecesario con los tendones.

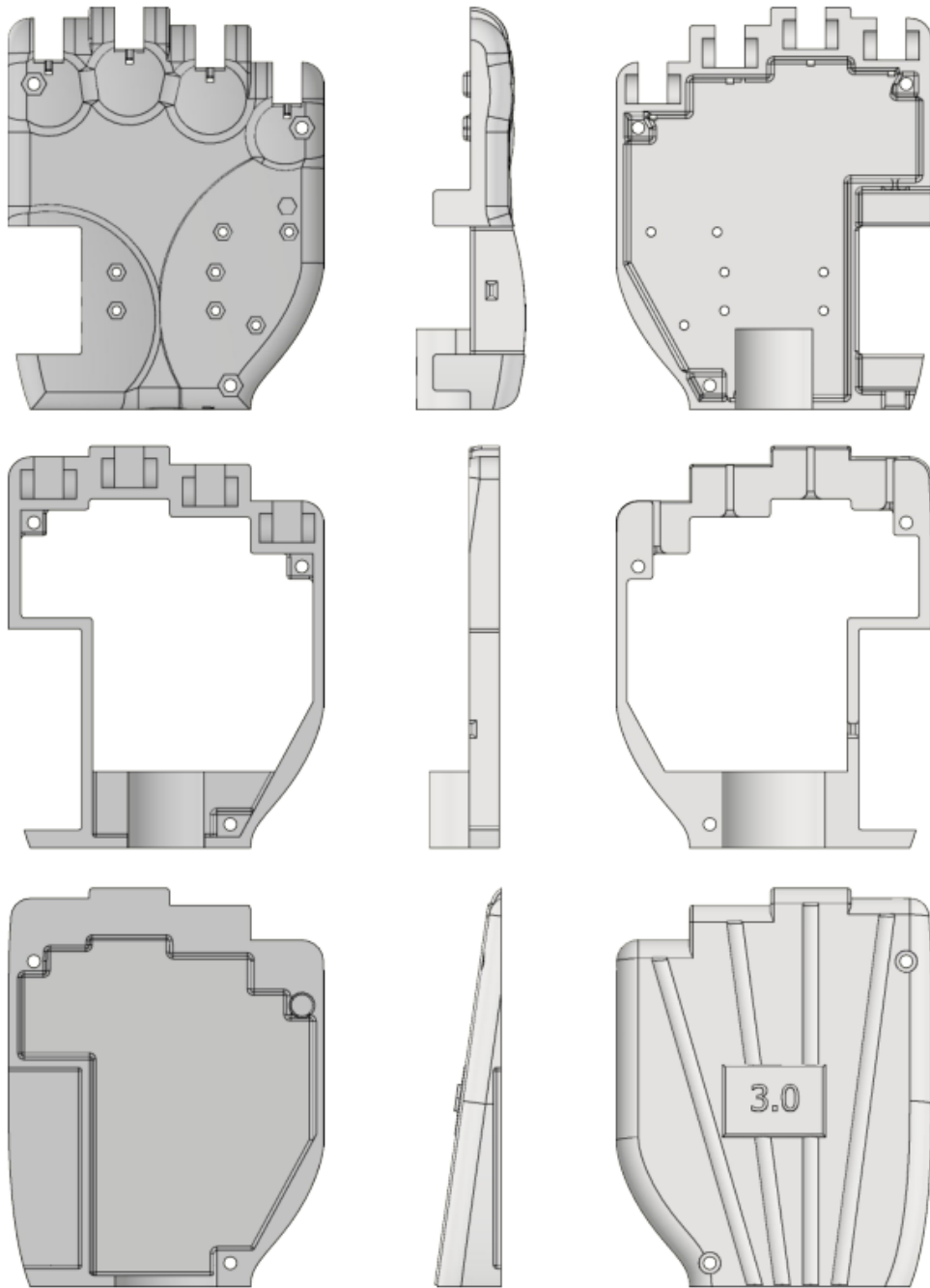
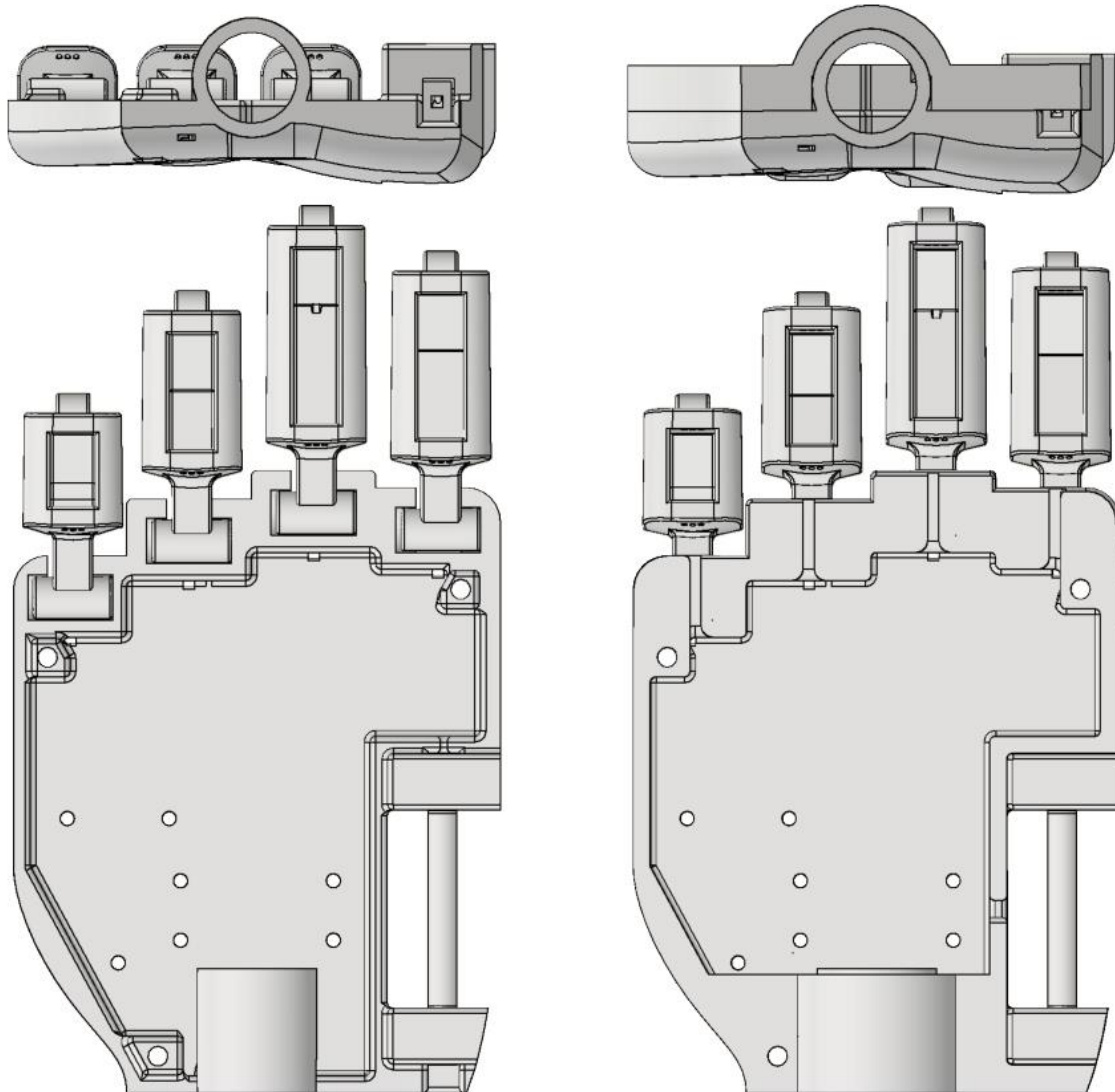


Figura 3.10 Parte inferior, media y superior respectivamente de la palma en vista frontal, lateral y trasera.

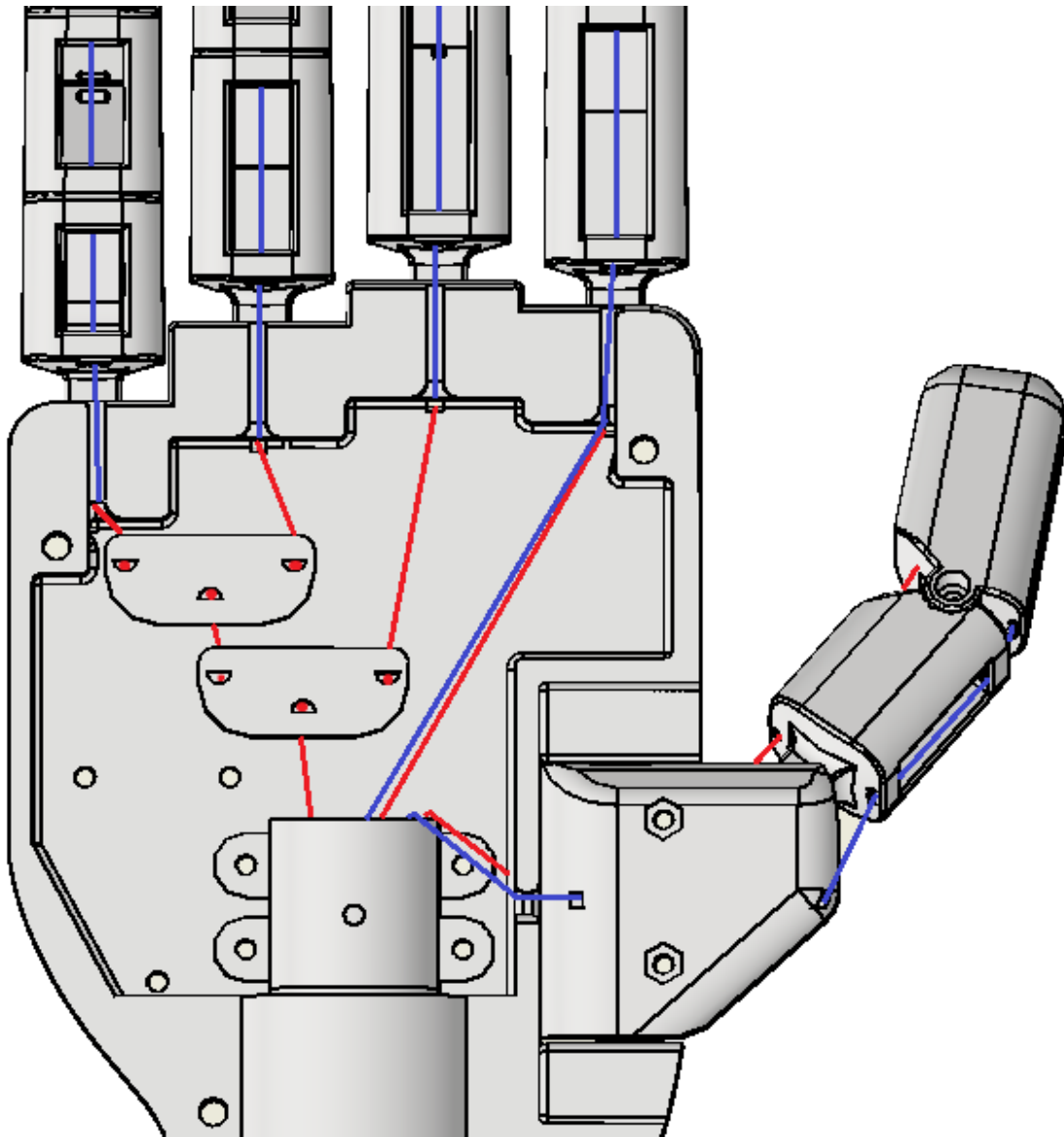
La palma fue diseñada para interactuar y sujetar las falanges proximales y pasador del pulgar encajando la parte inferior y media a de la palma. Esto permitirá sostener a las falanges pero que sigan realizar su movimiento de giro, mientras que el pasador quedará fijo (puesto que el movimiento se genera entre el pasador y el soporte del pulgar).



*Figura 3.11 Armado de la palma inferior y media fijando las falanges proximales y pasador del pulgar*

Este sistema conlleva a que cada dedo tenga dos tendones para generar ambos movimientos. Si bien se podría utilizar un elemento motriz para cada dedo y cada tipo de movimiento, esto conllevaría a utilizar elementos adicionales que aumentarían el costo y el peso de la prótesis. En el trabajo de memoria de Álvaro Basoalto se planeó un sistema de agarre adaptativo al relacionar los dedos medio, anular y meñique (dedos III, IV y V), los cuales utilizan en conjunto a un único elemento motriz. Si bien el prototipo original planteaba la utilización de un sistema de rieles dentro de la mano para así generar el sistema de agarre adaptativo, dicho sistema requería una pieza adicional y que no cumplía de mejor manera el agarre. Por otro lado, una memoria anterior realizada por Derick Vidal, incorporaba motores dentro de la misma mano planteo una alternativa. En vez de utilizar un sistema de rieles de poleas, este utilizo un diferencial de palanca entre los dedos meñique y anular, y este a su vez fue unido a un diferencial de palanca

adicional unido al dedo medio. Esto permite que se mover a los tres dedos con un solo movimiento y si alguno de este se detuviera, el movimiento y la fuerza podría continuar con el resto de los dedos, logrando así el sistema de agarre adaptativo.



*Figura 3.12 Sistema de agarre adaptativo a través de unos diferenciales de palanca ubicados en la sección inferior y media de la mano sujetando a los dedos a través de su falange proximal y base del pulgar a través de su pasador.*

Este prototipo plantea un soporte simple que pueda unir la mano con el encaje, al mismo tiempo que a través de este puedan pasar los tendones y unir los elementos motrices con los dedos. De esta manera se tendrá un total de seis tendones que deberán pasar a través del soporte (dos para el dedo índice y pulgar, y dos para el conjunto de dedos medio, anular y meñique) por lo que fue diseñado considerando esto. Ya que se espera que el tendón recorra trayectos complejos con diferentes curvas, se decidió utilizar un conducto que proteja a la cuerda de que se enganche, al mismo tiempo que permitirá bajos niveles de fricción y sea más eficiente la

transmisión de fuerza. De la misma manera que las bicicletas con sus frenos, los cuales tienen una camisa de polímero que protegerá el cable de acero trenzado, aquí se utilizarán tubos de teflón. Gracias al bajo coeficiente de rozamiento hace de un recubrimiento y guía ideal para el tendón desde sus extremidades hasta los componentes que activen el movimiento. Sabiendo que existen tubos de 3 [mm] de diámetro externo, se diseñó el soporte de tal manera que pueda albergar estos seis tubos, al mismo tiempo que será el elemento rígido que una la palma y el encaje. Adicional a esto se tendrá el soporte auxiliar, el cual además de fijar uno de los extremos de los tubos de teflón, será el elemento que fije la palma inferior y el soporte a través de tornillos y tuercas M2.

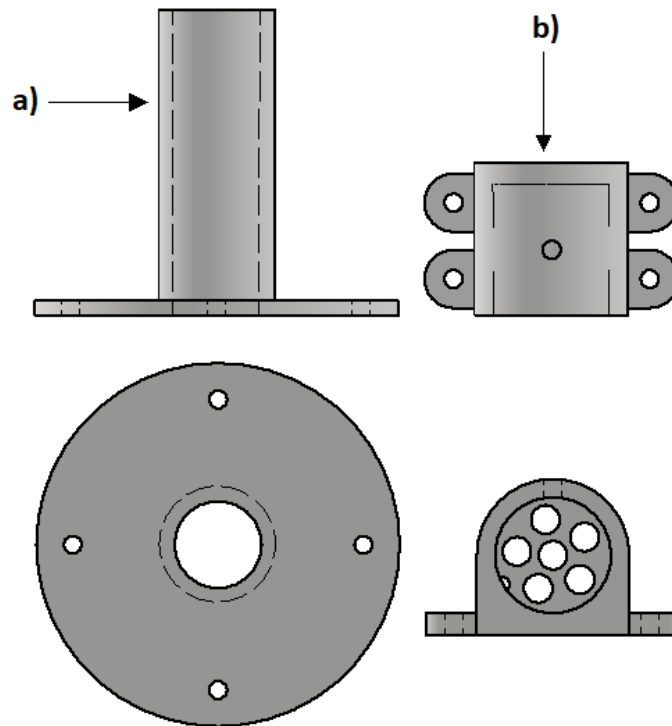


Figura 3.13 a) Soporte entre palma y encaje. b) Soporte auxiliar

Teniendo los diseños ya realizados, se procedió a imprimir todas las piezas anteriores mencionadas a través del laboratorio Fablab de la Universidad Técnica Federico Santa María, sede de San Joaquín, utilizando sus impresoras 3D utilizando PLA (ácido poliláctico). Fuera del soporte entre palma, todas las piezas fueron armadas y fijadas como ilustraron en el diseño establecido.

### Encaje:

Como se mencionó anteriormente, el encaje corresponde al elemento de la prótesis que une al dispositivo terminal con la extremidad del usuario y se termina fijando con un sistema de suspensión como arneses. En este caso al ser de una mano, el dispositivo terminal irá en el antebrazo y será en este donde se diseñará la caja motriz. Si bien se diseñara un elemento de fabricación rápida para que sea funcional para luego ser optimizado, se tendrá que analizar el principal problema de este tipo de fabricación, que correspondería al volumen. Ya que este tiene

que ser una prótesis funcional, la comodidad del usuario será indispensable al mismo tiempo que desempeña su objetivo.

Ya que los motores y sistema de control supondrán un volumen adicional se buscó que incomode menos al usuario. Por lo que se optó por colocarlo inicialmente en la parte dorsal del antebrazo (la parte externa del antebrazo en posición neutra). Aun con esta elección se deberá de tener criterios para controlar el volumen y peso de este, por lo que en su diseño se escogió trabajar en lo ya conocido, en este caso la ropa. Siendo uno de los objetivos de apariencia es el volumen mínimo y la ergonomía en funcionalidad, se espera que como mínimo el usuario pueda usar prendas de vestir por sobre la prótesis. Por lo que tomando una camisa de vestir en tamaño L (como se mencionó inicialmente que se tomaría realizaría un diseño para un adulto entre 20 y 29 años) de manera estandarizada, esta tiene un perímetro de antebrazo de 44 [cm], por lo que este será el máximo que deberá tener el encaje en su sección transversal considerando el antebrazo.

Sabiendo que la sección transversal de un antebrazo oscila entre una circunferencia y una elipse dependiendo si el brazo está realizando supinación o pronación, se tendrá que diseñar la superficie del encaje que se acople a dicha superficie. Teniendo que en promedio un antebrazo solo tiene un perímetro de 28 [cm] con una sección transversal de una elipse de valores  $a=6$  [cm] y  $b=3.5$  [cm], tomando una sección superior de  $120^\circ$  de elipse de medidas de 60 [cm] de ancho y 35 [cm] de alto, se tendrá la base en que se diseñó el encaje (ver anexo). Teniendo esta base, quedaría agregar una altura y calcular el perímetro contando el antebrazo. Dejando el perímetro solo en función de la altura, se obtiene que con una altura máxima de 7 [cm] da un perímetro de sección transversal de 44.2 [cm], lo cual es razonable para este prototipo rápido.

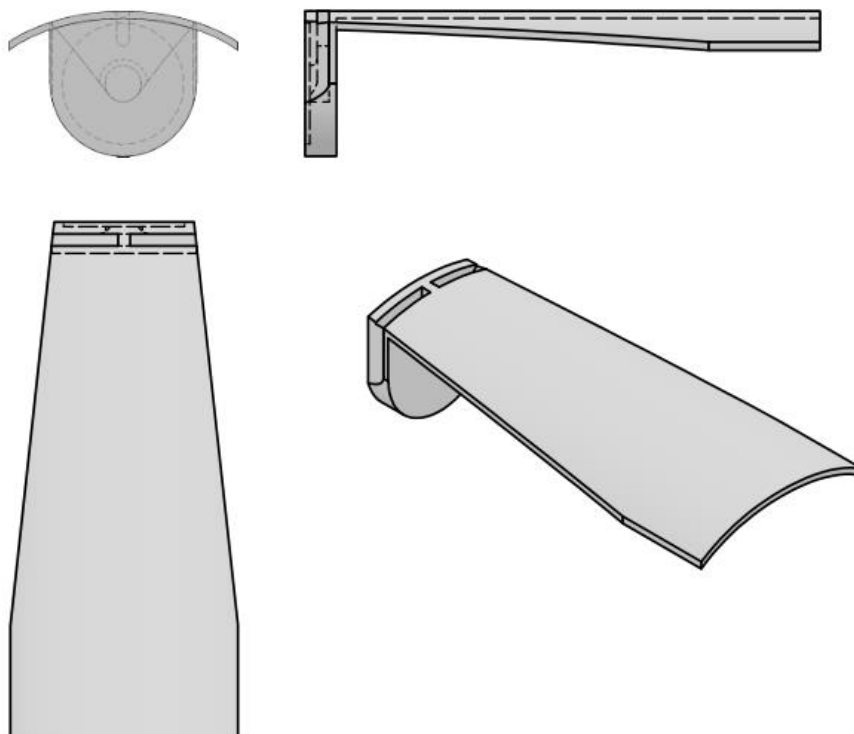
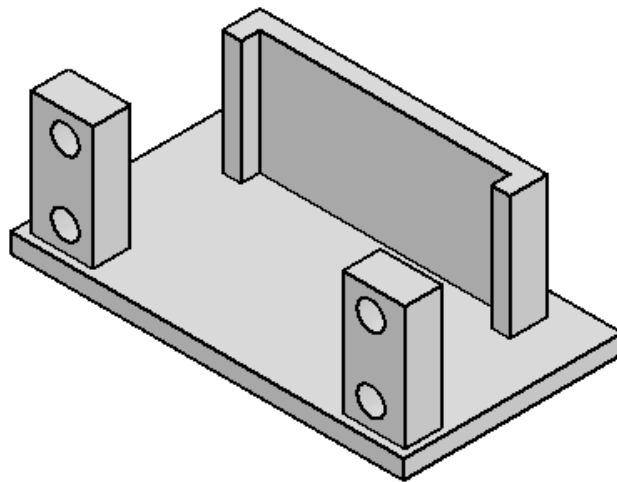


Figura 3.14 Prototipo inicial de base para encaje

Tomando un largo de 20 [cm] de largo se extendió y agrego la superficie a la cual se fijará el soporte y se unirá al dispositivo terminal. Esta superficie de unión fue diseñada para que los tubos de teflón la crucen y pueda cumplir su propósito de contener los tendones de fuerza.

Teniendo en cuenta que estas piezas planean ser impresas fue importante considerar el diseño preventivo para evitar desperdiciar material. Siendo este el caso, se incorporó al diseño la estructura que contendrá a los servomotores que realizará la tracción de los tendones y por consiguiente el movimiento de los dedos. Utilizando servomotores DS3218 de 20 [kg] por su rendimiento en experiencias anteriores y sabiendo que cumplirá las condiciones de tamaño máximo anterior mencionadas, se imprimió una prueba para corroborar que se ajustasen correctamente a los servomotores.



*Figura 3.15 Prueba de soporte de servomotores*

Realizada la prueba, efectivamente hubo desfases de milímetros para poder ajustarse correctamente. Luego de corregirlas y sabiendo que encajarían correctamente, se incorporó los soportes de dichos motores al encaje pensando en que no se entorpezcan a sí mismos y haya una distribución correcta de los tubos de teflón. Además, se incorporaron las paredes externas considerando la altura máxima.

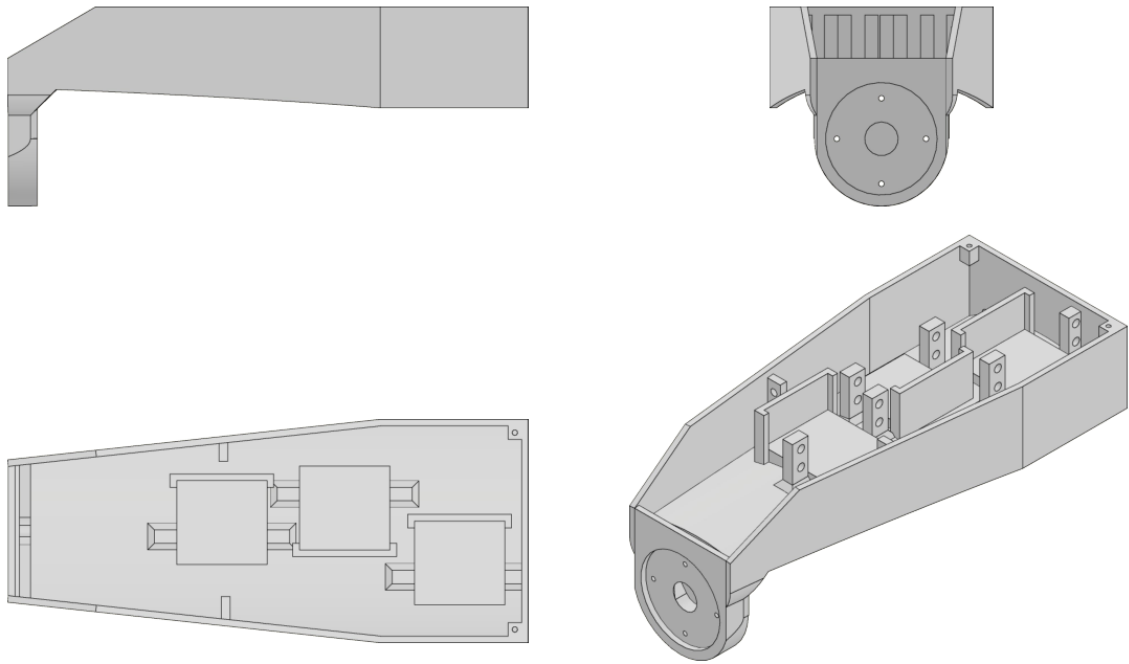


Figura 3.16 Prototipo inicial de encaje con soporte de servomotores incorporado

Teniendo el propio decidido, al momento de imprimir en el laboratorio Fablab de la universidad, se hizo llamativo que la pieza sobrepasa las dimensiones de impresión para las impresoras Ultimaker 3. Aun si se decidiera imprimir en vertical, por su geometría la cantidad de material desechado es considerado. Por lo que se precedió a separar el prototipo en dos partes. Para poder mantener la integridad de la estructura final, se diferenciaron ambas partes para que tengan en común una “Finger joint” o unión de dedo. Para unir ambos elementos se pensó en una pieza de unión que encaje en ambas partes A y B, para así poder ser fijadas a través de tornillos y tuercas M3. Para aprovechar la existencia de esta nueva unión, se utilizará también como soporte para los tubos de teflón como guía a cada motor y mantener el orden entre estos.

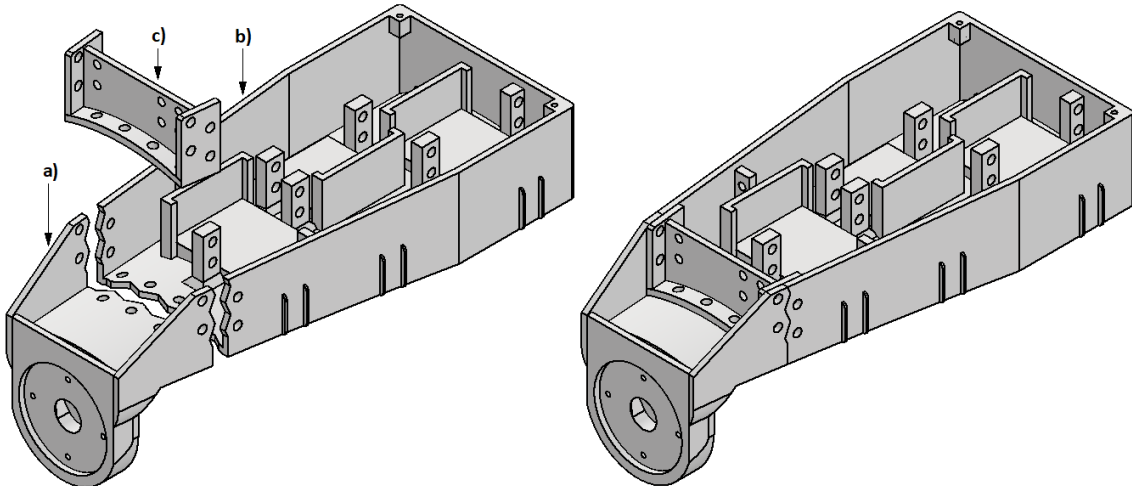


Figura 3.17 Prototipo final de encaje separado en dos partes. a) Encaje A que guía los tubos de teflón y se une al dispositivo terminal. b) Encaje B que contiene a los servomotores. c) Unión de encaje A y B, contendrá los tubos de teflón.

Una vez impresas las tres piezas, se procedió a armar utilizando los tornillos correspondientes. De esta forma se procedió a agregar los seis tubos de teflón, siendo dos de sus extremos en la parte media de la unión C, y el resto en las paredes del mismo encaje B que cumplen misma función de guía. El resto recorre el interior la base de unión del encaje A, donde después se incorpora el soporte entre palma y encaje (ver figura 3.18).

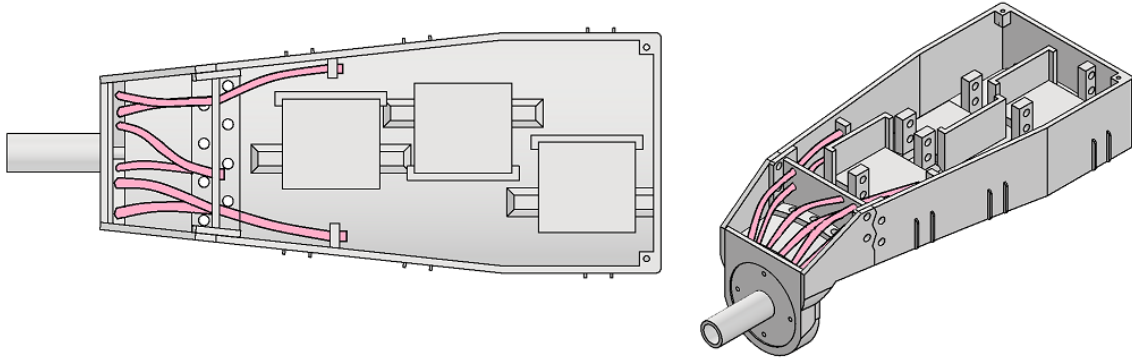


Figura 3.18 Encaje final armado más el soporte entre este y la palma, además de los tubos de teflón

### Control:

Se entenderá como el sistema de control a aquellos que entregan la salida deseada de un sistema o proceso, en este caso será el sistema que pueda detectar las señales y entregará una respuesta a cada servomotor y así generar el movimiento. Para esto se usó un Arduino nano como placa de desarrollo a los cuales estará conectado cada servomotor. Ya que la mano supone movimientos precisos y tomara objetos de diferentes tamaños y formas, el controlar todos los movimientos hace difícil una programación única. Por lo que se optó por utilizar potenciómetros, los cuales, al variar su resistencia, detectara esta variación de señal, la cual asociara a su propio servomotor.

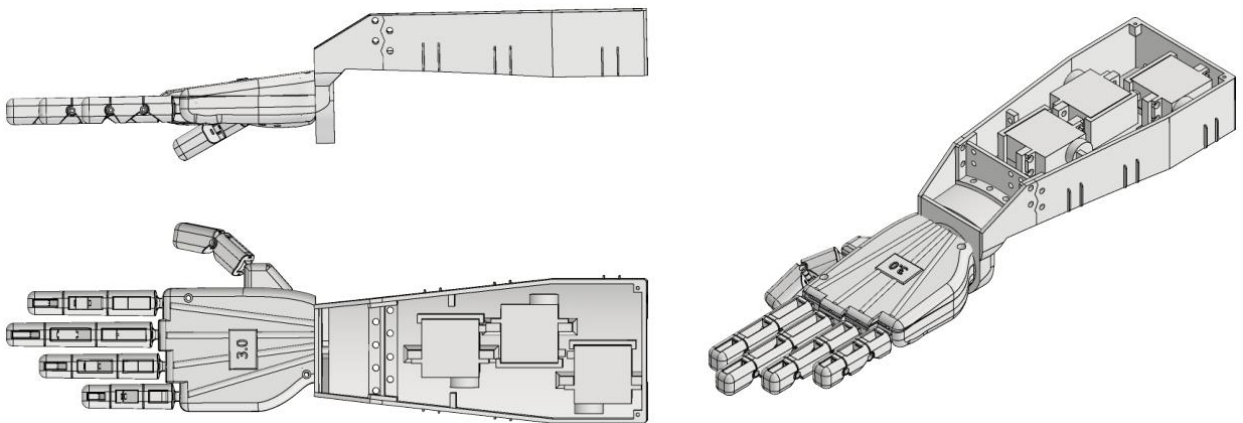
Para poder conectar de mejor manera más cómoda, y considerando una posible falla y reemplazo un elemento, quitando soldaduras se incorporó una “Shield Nano” que es una expansión de entradas y salidas. Además, esta viene ya incorporada con la posibilidad de conectar “pines” directamente en entrada y salida, trabaja con salidas de 5 V, el cual calza perfecta para los servomotores y no tener que utilizar elementos adicionales. Sabiendo las medidas, se diseñó e imprime una caja sencilla para fijar y proteger los elementos electrónicos, dejando aberturas para conectar el Arduino nano a la computadora. Una vez fijada la Shield a la caja de control, conectados los tres potenciómetros a las entradas del Shield a través de cables de conexión hembra-hembra, y los tres servomotores a las salidas de la placa, quedaría finalizada la parte del hardware.

Una vez diseñado y escrito el código en el programa del mismo Arduino, es subido y se procede a realizar pruebas. Una vez comprobado que cada servomotor realiza un movimiento cada vez que se mueve un potenciómetro, se tiene finalizado esta sección y comienza el armado final. El código insertado en el Arduino nano escrito en el mismo programa del proveedor se puede encontrar en la sección “Anexo, Código Arduino”.

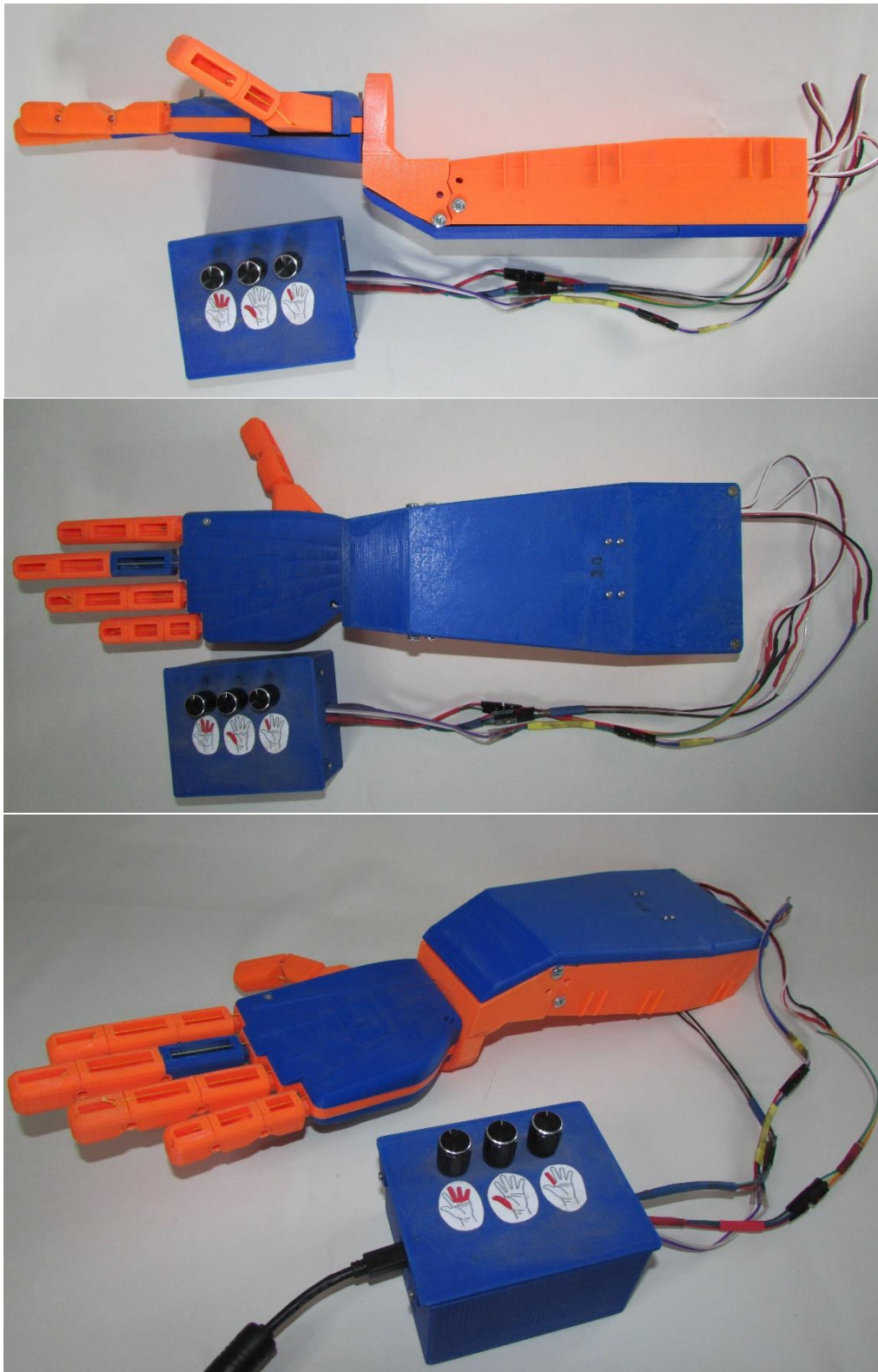
## Armado

Teniendo todas las piezas impresas y armadas en sus secciones correspondientes, solo queda unir las y fijarlas. Para el caso de dispositivo termina o palma con sus dedos ya fijados, se procede a unirlos al encaje a través del soporte entre palma y encaje. Una vez que este pase a través de la sección circular de la palma inferior y termine en el soporte auxiliar, se procede a fijar usando un tornillo M2 entre estas dos piezas. De esta manera solo queda introducir los cables de EPTFE ya unidos a las puntas de los dedos, a cada uno de los tubos de teflón, que desencadenaran dentro del encaje. Se termina de colocar la tapa o palma superior, dejando lista y protegida el dispositivo terminar de la prótesis.

Una vez colocado y fijados los servomotores al encaje, se procede a incorporar sus respectivas poleas, las cuales irán fijados y tensarán los cables al realizar su movimiento. Conectados los servomotores al sistema de control, se conecta a una fuente de poder y se dejan los potenciómetros, y con ello los servomotores en posición máxima. Esto es para dejar tensos los cables o tendones para que los dedos estén en posición de extensión. Una vez fijos, se procede a terminar de conectar los cables de flexión. Comprobando que estos realicen los movimientos de flexión y extensión accionados por los tres servomotores, y comprobando que no hubiese holgura de tendones que podrían comprometer el funcionamiento, la prótesis queda finalizada.



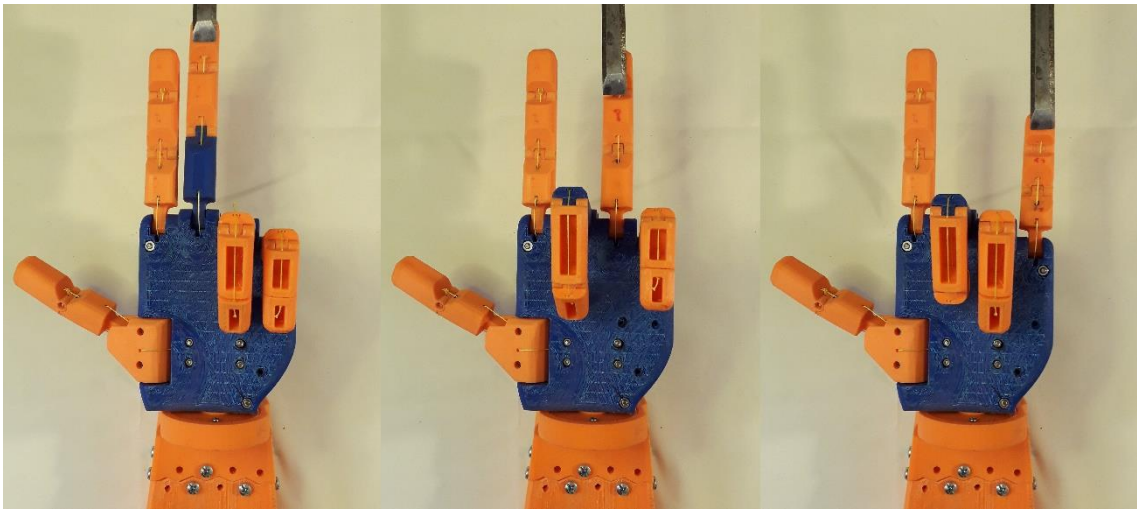
*Figura 3.19 Representación de armado final de todas las piezas*



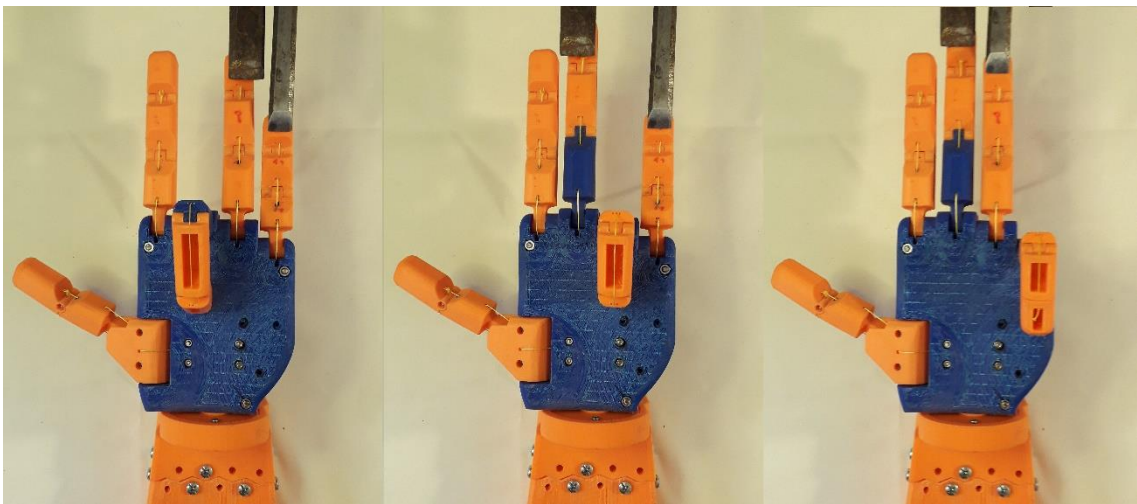
*Figura 3.20 Armado final de la prótesis*

## Capítulo 4 Pruebas

En esta sección se evaluará los movimientos básicos de la prótesis y su capacidad para superar los diferentes tipos de agarres con objetos de diferentes formas y tamaños. De manera general, la prótesis presenta una estructura firme donde las partes móviles no presentan juego o movimientos involuntarios si no son accionados por el operador. Al momento de dar la señal por parte el potenciómetro, los motores actúan de manera coordinada, dando un control detallado de los movimientos de los dedos pulgar e índice. Por parte de los dedos medio, anular y pulgar tienen un pequeño retraso de acción al momento de flexionarlos puesto que, al tener el sistema de agarre adaptativo, el tendón tendrá que arrastrar una mayor cantidad de cuerda pues debe suplir tres movimientos en uno. De la misma manera, que el sistema de poleas deba adaptarse y moverse entre si repercute en un menor control por cada uno de los dedos al accionarlos como un todo.



*Figura 21 Prueba de sistema de agarre adaptativo de bloqueo individual de dedo medio, anular y meñique respectivamente.*

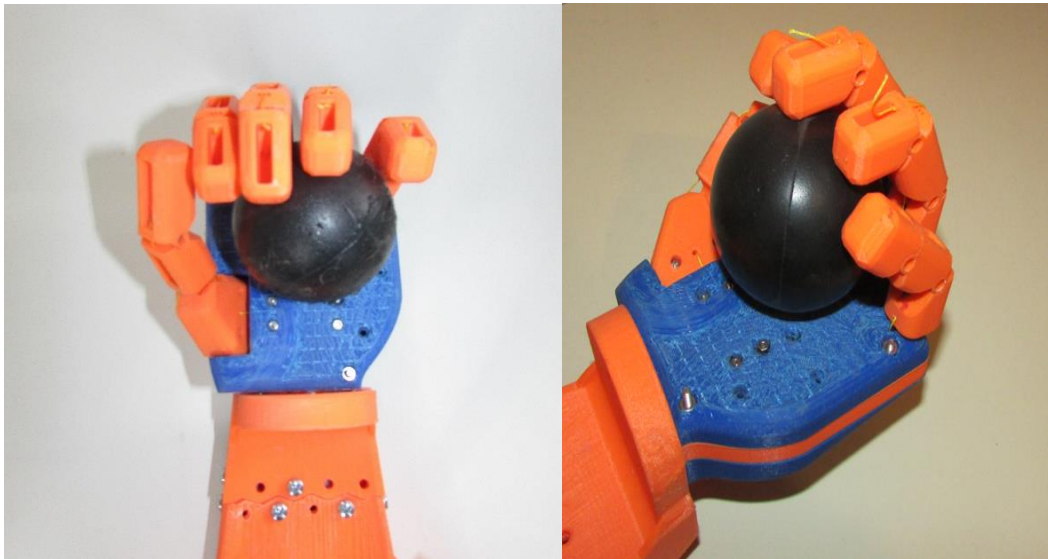


*Figura 22 Prueba de sistema de agarre adaptativo de bloqueo para dos dedos extendidos.*

Continuando lo anterior, como se observa como en la figura 3.12, al tener un soporte entre palma y encaje tan extenso, repercutirá en que las poleas tengan un menor rango de accionamiento, puesto que, a diferencia del resto de los tendones, la polea se vera obstruida por este. Esto repercute en que incluso en un accionamiento sin objetos, el dedo meñique no logra su completa flexión. Pese a lo anterior, el sistema de agarre adaptativo funciona como lo esperado y se analizara su desempeño en las diferentes pruebas de movimientos básicos de la mano estudiados en el marco teórico.

#### 4.1 Prensión para objeto esférico

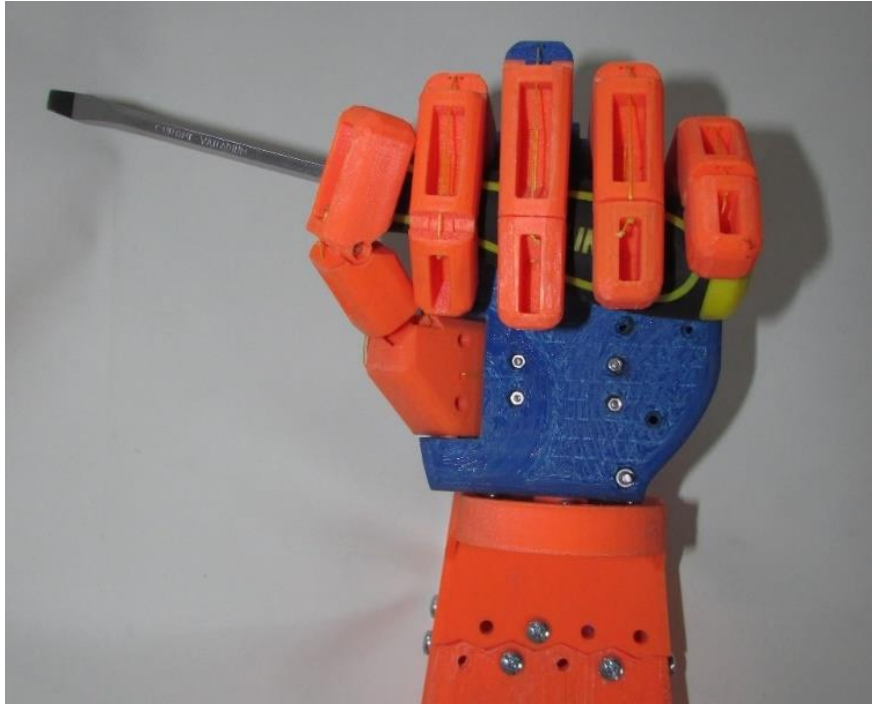
Uno de los tipos de agarres más complejos puesto que requiere utilizar la concavidad de la palma en condiciones iniciales. Pero en este caso, utilizando todos los dedos con el sistema de agarre adaptativo, y el movimiento especial del pulgar que emula dicha concavidad, logra fijar el objeto. Si bien el meñique presenta un ligero retraso al momento de realizar el accionamiento, este logra adaptarse al objeto en cuestión y sujetarlo exitosamente.



*Figura 4.23 Prensión de objetos esféricos de la prótesis*

#### 4.2 Prensión de objeto cilíndrico

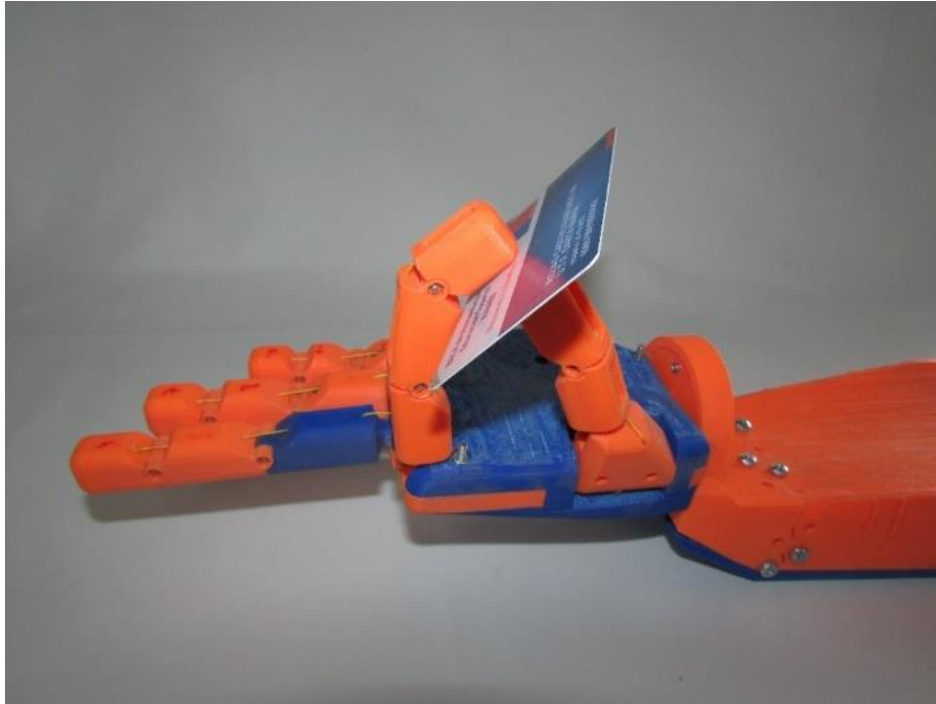
Al igual que con el movimiento anterior, requiere del uso de los cinco dedos que participan de manera activa, adaptándose a la forma del objeto cilíndrico dejándola fija. A diferencia del movimiento anterior, al tener los cuatro dedos el mismo protagonismo al momento de tomar objetos cilíndricos, el agarre tiene un mejor desempeño puesto que el dedo está más presente. Ya que dicho dedo tiene su propio motor asociado, tiene un mayor control y fuerza de sujeción, repercutiendo en un agarre más dinámico para objetos cilíndricos.



*Figura 4.24 Presión de objetos cilíndricos de la prótesis*

### **4.3 Presión de pinza**

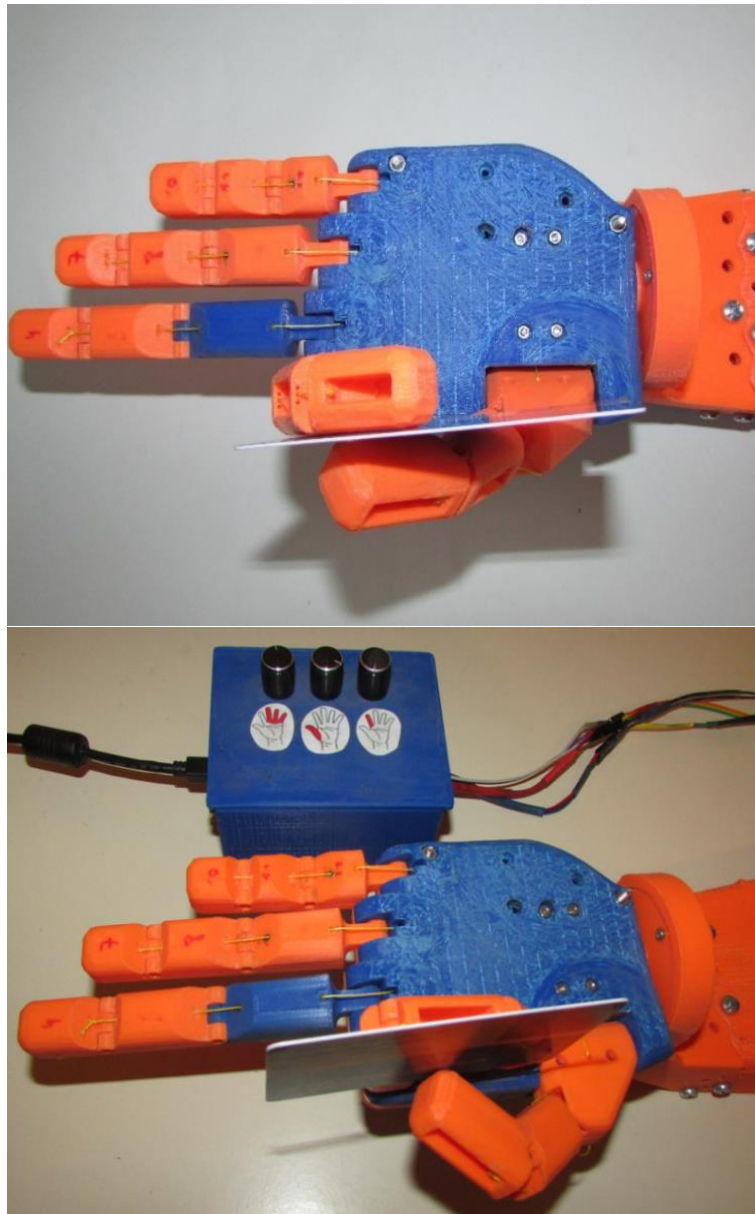
Utilizando la oposición terminal de las yemas de los dedos pulgar e índice, logra fijar objetos pequeños y/o delgados como lo es una tarjeta. Ya que tanto el pulgar como el índice poseen su propio motor y control asociado, la presión de pinza resulta dinámica y sencilla de realizar. El mecanismo del pulgar para realizar su movimiento complejo en dos grados de libertad (ver el subcapítulo 2.1.2 artrología del pulgar, articulación carpometacarpiana CMC) cumple satisfactoriamente esta acción.



*Figura 4.25 Presión de pinza de la prótesis*

#### **4.4 Presión de Pinza lateral**

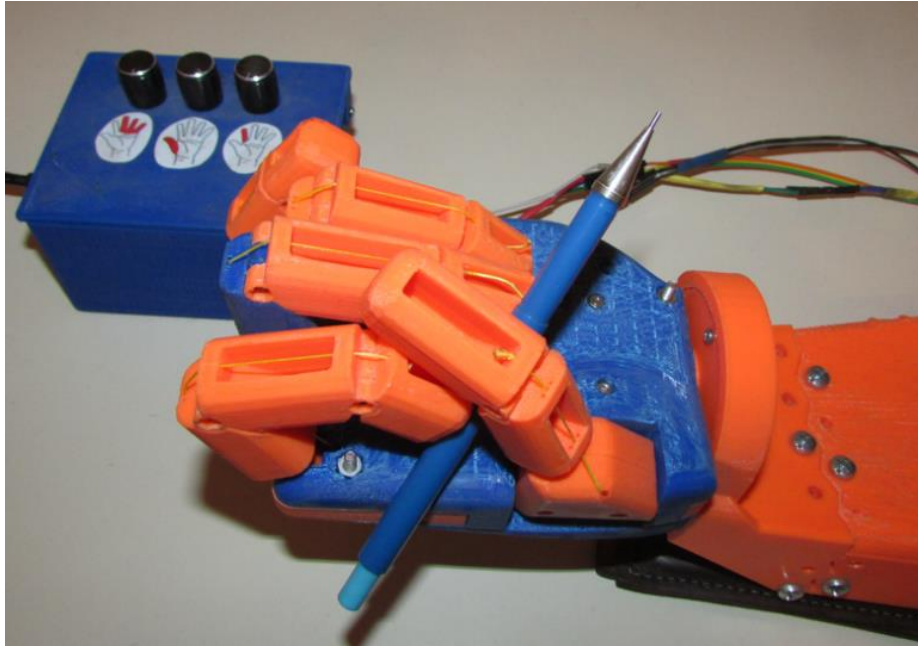
De la misma manera que la presión de pinza, este utiliza los dedos índice y pulgar, con la diferencia de utilizar una oposición de subtérmino del índice lateral con el pulgar. Ya que ambos miembros tienen controles independientes, se puede regular de manera eficiente que primero se posicione el índice, para que luego con sutileza el pulgar se accione y realice presión contra la parte lateral del dedo índice. El movimiento puede ser efectuado de manera rápida y precisa, la fuerza de los dedos es suficiente para que el objeto pueda ser fijado sin problemas.



*Figura 4.26 Presión de pinza lateral de la prótesis*

#### **4.5 Presión de agarre palmar**

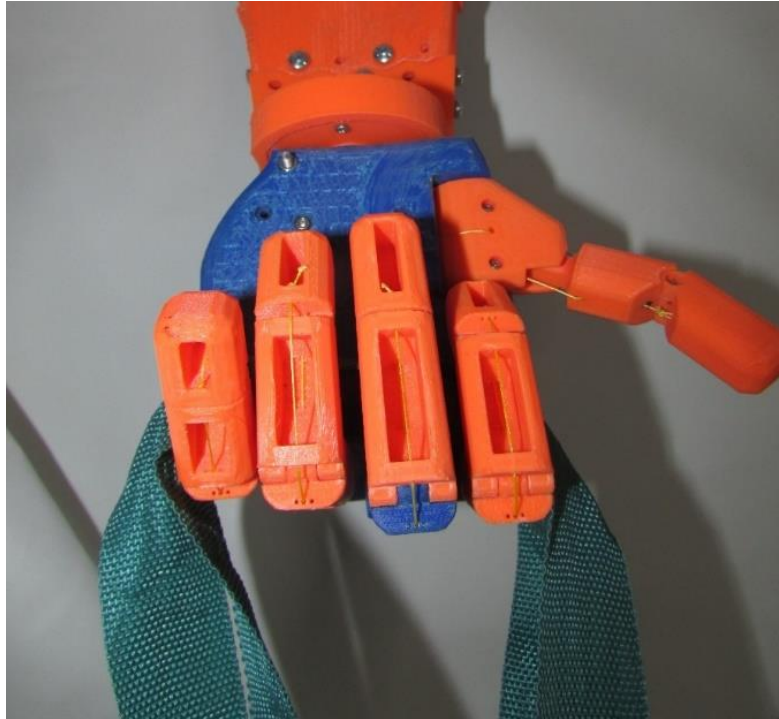
Dicha presión se utiliza generalmente para objetos de diámetros reducidos como herramientas, se logra utilizando la oposición terminal de los pulpejos del pulgar y el índice. Siendo el dedo pulgar y el dedo índice los principales efectores del movimiento, este se puede efectuar exitosamente. Si bien el dedo medio posee menos control que los anterior mencionados, al ser solo un punto de apoyo para los objetos, su control reducido no supone un inconveniente. Al igual que el caso anterior, al utilizar los dos dedos que presentan su propio servomotor, estos tienen mayor control y fuerza, facilitando la sujeción del objeto sin inconvenientes.



*Figura 4.27* Prensión de agarre palmar de la prótesis

#### **4.6 Prensión de garfio**

Este tipo de movimiento se utiliza principalmente para sujeciones que requiere fuerza, en donde los dedos II, III, IV y V actúan para levantar objetos pesados. El agarre se puede efectuar de manera satisfactoria y dinámica para cada uno de los dedos. Si bien se esperaba algún inconveniente por parte del sistema de agarre adaptativo, específicamente para el dedo pulgar, estos pudieron completar el movimiento y realizar la fuerza de tracción necesaria para levantar el objeto.



*Figura 4.28 Prensión de garfio de la prótesis*

Habiendo completado los movimientos coordinados básicos de la mano se puede considerar satisfactoria la construcción. Para futuros proyectos se recomienda reducir la longitud del soporte entre la mano y el encaje para tener una mayor tracción del tendón de los dedos medio, anular y meñique en su sistema de agarre adaptativo. Si bien dicho soporte fue diseñado con esas medidas para incorporar un movimiento de supinación y pronación por parte de la muñeca y el encaje, al descartar la idea, dichas dimensiones quedaron obsoletas.



*Figura 4.29 Contacto en un apretón de mano*

## Capítulo 5 Conclusiones.

- 1) Objetivos específicos: *“Definir las capacidades y especificaciones reales (fuerza de agarre, rango de movilidad, peso, tamaño) de la mano humana y la muñeca con el propósito de tener los parámetros de diseño”*. Se estudiaron y definieron las capacidades y especificaciones reales de una mano y su muñeca, dejando en claro sus atributos de dimensiones, articulaciones, tipos de movimientos, componentes óseos, movimientos básicos y coordinados, pesos y rangos de fuerza. Basada en estas características estudiadas de diferentes fuentes se observó las dificultades de emular movimientos complejos y coordinados de manera simple y reducida. Un elevado número de grados de libertad plantea un problema para encontrar actuadores y el sistema motriz que cumpla los movimientos de manera reducida y sin superar el peso máximo de esta.
  
- 2) Objetivos específicos: *“Estudiar la ubicación de sistema motriz”*. Para la elección de la ubicación del sistema motriz se plantearon cuatro modelos basándose en estudios y modelos actuales de prótesis de mano. Entre estos se eligió que la ubicación del sistema motriz sea en el mismo encaje de la prótesis, la cual propone ser más ergonómica. Además de esto, plantea ser la más eficiente puesto que es la que presenta un menor recorrido de tendones, menor número de componentes y mayor comodidad para el usuario.
  
- 3) Objetivos específicos: *“Rediseñar la prótesis considerando los nuevos elementos para que se vuelva una prótesis funcional”*. Tomando como base el trabajo anterior de Álvaro Basoalto, se mejoraron diseños los conductos para los tendones, mejorando su funcionamiento al generar menos roce y hacer más fluido el movimiento entre partes móviles, además de optimizar su fabricación al no tener conductos tan pequeños y complejos para una impresora 3D. Por otro lado, elementos como la palma fueron modificados para unirse al nuevo elemento del encaje. Diseñado desde cero, el encaje corresponde a un elemento necesario para volverse una prótesis funcional, y como se mencionó en la conclusión anterior, se aprovechará este mismo elemento como la ubicación de la caja motriz. La mano fue modificada para albergar el elemento de soporte y unión entre ambos, que fungirá además como el contener a los tubos de teflón que protegerán y guiarán los tendones entre los dedos y los servomotores.
  
- 4) Objetivos específicos: *“Fabricar la prótesis a través de prototipo rápido”*. La fabricación de los componentes fue llevada a cabo gracias al taller de fabricación de la USM (Fablab) con su impresora Ultimaker 3 con la ayuda del software Autodesk Inventor. Dejados los modelos en un formato STL se utilizó la página web 3DprinterOS.com como mediador para poder imprimir por la falta de acceso a la universidad por la situación país. Una vez ensamblados e incorporados los servomotores, elementos de sujeción, tubos de teflón y componentes electrónicos de control, se

completó la fabricación de la prótesis funcional que realiza los movimientos coordinados básicos.

- 5) Objetivos específicos: *“Analizar el desempeño a través de pruebas”*. Se analizó el desempeño de la prótesis al someterlas a pruebas al realizar agarres de cuerpos de diferentes formas y tamaños. Se sometió a prueba de los seis tipos de agarres fundamentales coordinados, logrando resultados satisfactorios en cada uno de ellos.

Con un peso final de 528 gramos, tres servomotores, hilos de nylon trenzado como elemento tensor, la capacidad de efectuar los seis tipos de movimientos coordinados básicos de una mano humana, se considera lograda cada uno de los objetivos específicos y con ello la memoria de titulación.

## Capítulo 6 Trabajos Futuros

Aun habiendo cumplido los objetivos propuestos en el presente trabajo, hay aspectos en que requieren mayor desarrollo. Como se había especificado, el proyecto plantea un diseño rápido para trabajar sobre la marcha y cumplir los objetivos, por lo mismo desde un punto de vista de diseño estos pueden ser altamente reducidos para también disminuir su peso, además de mejorar su estética y ser más anatómicamente correctos. Por parte del mecanismo, el uso de poleas para la transmisión de movimiento debe ser optimizado, puesto que, si bien fue tensado de manera correcta, el uso indebido de ciertos ángulos compromete la posición de los tendones, teniendo que volver a colocarlos en su lugar de manera manual.

De la misma manera se podría considerar para prototipos mas concretos, reemplazar el material PLA debido a su baja resistencia mecánica. Una alternativa podría ser PEGT puesto que, al tener características similares, tiene una mayor resistencia mecánica y a la temperatura, teniendo el inconveniente de tener un costo superior.

Durante el desarrollo de la prótesis, se trabajó en incorporar un nuevo grado de libertad de giro entre el dispositivo terminal (mano) con el encaje. Este giro por parte de la mano emularía el movimiento de supinación y pronación por parte del brazo. Prueba de esto, fue el diseño del soporte entre la palma y el encaje como un elemento adicional entre estos, pues se planeaba que el soporte auxiliar (ver figura 3.13) originalmente sería una rueda dentada, que con haría juego con un motor dentro de la misma mano que en un engranaje cónico. Al estar el motor anclado a la misma mano, y el soporte al encaje, al moverse generaría que toda la palma girase respecto al encaje. Este mecanismo fue pospuesto, puesto que dicho engranaje habría tenido que ser haber sido fabricado por encargo, puesto que el PLA no resulta un buen material para soportar dichos esfuerzos. Para trabajos futuros se tendría que diseñar y fabricar dichas ruedas dentadas en algún material confiable como acero, e incorporar un motor con engranaje sin fin para evitar movimientos de supinación y pronación involuntarios.

## Anexo

### Promedios de longitud y anchura de la mano en hombres.

edades	Longitud	mano	Ancho	mano	Longitud	Palma
	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 0.1 Tabla: Promedio de las longitudes, anchura de la mano y longitud de la palma en hombres expresadas en mm.

edades	Falange	proximal	Falange	distal
	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 0.2 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres, expresado en

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.3 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en hombres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.4 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en hombres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.5 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en hombres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.6 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo meñique en hombres, expresado en mm

### Promedios de longitud y anchura de la mano en mujeres.

edades	Longitud	mano	Ancho	mano	Longitud	Palma
	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 0.7 Tabla: Promedio de las longitudes, anchura de la mano y longitud de la palma en mujeres expresadas en mm

edades	Falange	proximal	Falange	distal
	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 0.8 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.9 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en mujeres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.10 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo índice en mujeres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.11 Tabla: Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en mujeres, expresado en mm

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	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 0.12 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo meñique en mujeres, expresado en mm

## Resultados de fuerza de agarre:

Edad	Mano	Mujeres					Hombres				
		Promedio posición A	Desviación estándar	Error estándar	Fuerza mínima	Fuerza máxima	Promedio posición A	Desviación estándar	Error estándar	Fuerza mínima	Fuerza máxima
20 -24	D	24,05	5,91	1,03	14	38	41,48	9,12	2,04	30	61
	I	22,1	5,65	0,98	12	34	39,06	7,9	1,76	27	52
25-29	D	26,2	4,75	1,18	18	38	44,87	8,11	1,91	31	58
	I	23,95	5,03	1,25	14	33	41,07	8,2	1,93	28	57
30-34	D	27,66	5,68	1,37	18	40	44,83	7,52	1,77	28	54
	I	25,82	5,02	1,21	17	37	43,4	6,78	1,59	31	52
35-39	D	27,68	3,98	0,83	22	38	44,2	8,74	1,9	26	61
	I	26,28	4,8	1	18	34	41,09	8,58	1,87	23	54
40-44	D	27,41	5,09	1,23	20	39	43,3	9,19	1,87	21	58
	I	24,74	5,12	1,24	16	36	40,43	7,24	1,47	24	52
45-49	D	25,07	3,75	0,82	18	30	40,9	9,21	2,77	21	54
	I	24,33	3,78	0,82	18	31	38,54	6,54	1,97	27	49
50-54	D	23,66	4,09	0,87	17	32	35,78	6,32	1,31	28	48
	I	23,33	4,74	1,01	16	32	32,85	6,52	1,35	19	44
55-59	D	23,84	2,99	0,9	19	29	35,33	7,61	1,9	26	51
	I	22,6	3,18	0,96	17	28	33,41	8,07	2,01	18	49
60-64	D	24,4	3,71	0,95	19	32	34,58	7,25	1,81	21	45
	I	23,55	2,62	0,67	20	30	33,83	7,2	1,8	21	47
65-70	D	22,05	4,8	0,98	13	30	33,07	8,43	1,93	22	53
	I	21,09	5,11	1,04	10	32	31,47	8,14	1,86	21	48

Figura 0.13 Estándares de fuerza de agarre en kilogramos en la posición A.

Edad	Mano	Mujeres					Hombres				
		Promedio posición A	Desviación estándar	Error estándar	Fuerza mínima	Fuerza máxima	Promedio posición A	Desviación estándar	Error estándar	Fuerza mínima	Fuerza máxima
20-24	D	24,21	5,16	0,89	13	36	42,28	8,81	1,97	29	58
	I	22,56	5,16	0,89	14	34	40,13	6,83	1,52	28	51
25-29	D	26,75	5,47	1,36	18	40	45,16	7,49	1,76	33	56
	I	24	5,42	1,35	16	37	41,29	7,06	1,66	29	53
30-34	D	27,82	6,03	1,46	17	42	46,51	8,41	1,98	30	60
	I	26,13	5,17	1,25	18	35	45,24	7,56	1,78	29	60
35-39	D	28,42	5,98	1,24	20	40	46,12	7,95	1,73	29	59
	I	26,71	6,09	1,27	16	37	42,55	7,83	1,7	28	52
40-44	D	27,64	4,73	1,14	16	34	45,18	8,18	1,67	27	58
	I	25,6	4,78	1,16	15	34	41,55	6,36	1,29	29	53
45-49	D	25,55	4,48	0,97	18	33	42,12	11,43	3,44	20	56
	I	25,17	3,94	0,85	18	31	39,06	5,17	1,55	26	47
50-54	D	24,86	4,73	1	17	32	36,1	8,68	1,81	21	52
	I	23,69	5,18	1,1	15	32	33,52	7,05	1,47	21	49
55-59	D	25,96	3,18	0,96	22	33	35,02	7,19	1,79	26	48
	I	22,69	3,33	1	18	30	33,41	8,28	2,07	16	49
60-64	D	24,51	3,8	0,98	18	32	36,45	7,18	1,79	23	49
	I	24,08	3,77	0,97	19	34	34,43	7,81	1,95	24	49
65-70	D	22,31	5,05	1,03	12	35	33,94	8,03	1,84	25	53
	I	21,47	4,58	0,93	14	31	32,57	7,88	1,8	23	50

Figura 0.14 Estándares de fuerza de agarre en kilogramos en la posición B.

Age	Number	Hand	Peak	SD	95% CI	Average	SD	95% CI	Final	SD	95% CI
20-29	55	R	327	61	310, 343	285	64	268, 302	257	66	239, 275
		L	297	52	282, 310	254	52	240, 272	232	58	216, 247
30-39	46	R	333	76	310, 356	292	75	270, 314	264	75	242, 287
		L	298	60	280, 316	254	63	235, 272	232	64	213, 251
40-49	39	R	315	61	294, 335	272	63	252, 293	253	67	230, 275
		L	298	58	279, 317	255	61	235, 275	234	59	214, 253
50-59	62	R	300	61	284, 315	260	59	245, 275	240	59	225, 255
		L	284	53	271, 298	244	54	231, 258	224	51	211, 236
60-69	38	R	234	51	217, 250	194	45	179, 209	176	44	162, 190
		L	223	51	207, 240	184	46	169, 199	166	49	149, 181
70-79	31	R	197	64	173, 220	161	64	138, 185	144	63	121, 167
		L	188	64	164, 211	152	56	131, 172	134	49	116, 152
80-+	40	R	145	51	128, 161	114	49	99, 130	100	46	85, 114
		L	139	51	122, 155	108	46	93, 122	94	45	79, 108

Figura 0.15 Fuerza de agarre en mujeres

Age	Number	Hand	Peak	SD	95% CI	Average	SD	95%CI	Final	SD	95%CI
20-29	46	R	545	92	517, 572	486	87	460, 512	446	91	419, 473
		L	509	91	482, 536	454	94	426, 482	416	109	384, 448
30-39	67	R	567	109	541, 594	517	113	489, 544	483	116	454, 511
		L	526	101	501, 550	473	104	447, 498	444	104	419, 469
40-49	36	R	548	108	511, 584	497	109	460, 534	467	104	432, 503
		L	531	109	494, 568	483	111	446, 521	456	108	420, 493
50-59	36	R	469	106	433, 505	417	103	382, 452	388	102	353, 422
		L	466	83	438, 493	408	87	379, 437	380	87	350, 409
60-69	22	R	420	135	360, 480	362	133	304, 421	339	128	282, 395
		L	409	127	353, 465	361	124	306, 416	339	122	284, 393
70-79	20	R	340	74	305, 374	298	70	265, 331	272	64	242, 301
		L	345	67	314, 376	294	65	264, 324	264	70	231, 296
80-+	22	R	290	91	250, 331	239	86	201, 277	204	90	164, 244
		L	282	80	246, 317	235	83	192, 272	206	89	167, 245

Figura 0.16 Fuerza de agarre en hombres

Age	Number	Hand	Peak	SD	95% CI	Average	SD	95% CI	Final	SD	95% CI
20-29	55	R	58	16	53, 62	46	11	43, 49	41	11	38, 44
		L	54	13	50, 57	44	11	41, 47	40	10	37, 42
30-39	46	R	54	15	50, 59	45	13	41, 48	42	12	38, 45
		L	52	14	48, 56	43	11	39, 46	39	11	36, 42
40-49	39	R	56	13	52, 60	47	11	43, 50	43	10	40, 46
		L	55	12	51, 59	46	10	42, 49	41	10	38, 44
50-59	62	R	49	12	46, 52	42	11	39, 45	39	11	36, 42
		L	52	10	49, 55	43	9	41, 45	40	8	38, 42
60-69	38	R	45	10	42, 49	37	9	34, 40	33	8	31, 36
		L	44	10	41, 48	36	8	33, 39	32	7	30, 35
70-79	31	R	43	13	38, 48	34	11	30, 38	31	10	27, 35
		L	42	13	37, 47	33	11	29, 37	31	12	27, 36
80-+	40	R	32	14	28, 37	24	11	21, 28	22	10	19, 25
		L	30	12	26, 34	22	10	19, 26	20	10	16, 23

Figura 0.17 Fuerza de agarre de pinza en mujeres

Age	Number	Hand	Peak	SD	95% CI	Average	SD	95% CI	Final	SD	95% CI
20-29	46	R	80	24	72, 87	67	19	62, 73	62	19	57, 68
		L	76	10	70, 83	63	15	58, 67	57	15	52, 62
30-39	67	R	85	21	80, 90	74	20	69, 79	68	20	63, 72
		L	84	11	79, 89	72	19	67, 76	66	21	61, 71
40-49	36	R	87	23	79, 94	75	20	68, 82	70	20	63, 76
		L	90	10	83, 97	77	19	71, 84	70	19	63, 76
50-59	36	R	78	19	71, 84	66	18	60, 72	61	17	56, 67
		L	82	8	76, 87	68	17	63, 74	63	17	57, 68
60-69	22	R	72	24	61, 82	60	22	50, 70	53	22	43, 63
		L	76	7	65, 88	63	22	53, 72	57	20	48, 66
70-79	20	R	63	9	59, 67	54	9	50, 58	50	12	44, 55
		L	63	12	57, 69	54	12	48, 59	48	12	43, 54
80-+	22	R	60	16	53, 67	49	14	42, 55	43	17	36, 51
		L	61	10	53, 70	49	16	42, 55	44	14	37, 49

Figura 0.18 Fuerza de agarre de pinza en hombres

Edad	Mano	Hombres norteamericanos	Hombres colombianos	Mujeres norteamericanas	Mujeres colombianas
20-24	D	50,89	41,48	31,93	24,05
	I	47,40	39,06	27,67	22,1
25-29	D	54,79	44,87	33,79	26,2
	I	50,12	41,07	28,80	23,95
30-34	D	55,16	44,83	34,79	27,66
	I	50,08	43,4	30,84	25,82
35-39	D	54,30	44,2	33,61	27,68
	I	51,21	41,09	30,07	26,28
40-44	D	52,98	43,3	31,93	27,41
	I	51,08	40,43	28,26	24,74
45-49	D	45,36	40,9	28,21	25,07
	I	45,36	38,54	25,40	24,33
50-54	D	51,53	35,78	29,85	23,66
	I	45,81	32,85	25,99	23,33
55-59	D	45,86	35,33	25,99	23,84
	I	37,74	33,41	21,46	22,6
60-64	D	40,69	34,58	24,99	24,4
	I	34,84	33,83	20,73	23,55
65-69	D	41,39	33,07	22,50	22,05
	I	34,84	31,47	18,60	21,09

Figura 0.19 Tabla comparativa de los promedios de fuerza de agarre de la muestra norteamericana y la colombiana expresada en kgf

## Cálculo de pesos relativos.

Se calculan los pesos relativos para los objetivos según la teoría de escala relativa de importancia modificada para el caso de diseño.

Tabla 0-1 Valores de escala de importancia Saaty

Escala	Nivel de importancia relativo
0,1	Mucho menos importante
0,2	Menos importante
1	Igual de importante
5	Más importante
10	Mucho más importante

Tabla 0-2 : Pesos relativos de los objetivos

Criterio	Funcionabilidad	Seguridad	Apariencia	Costo	Suma Fila	Peso Absoluto
<b>Funcionabilidad</b>	1,00	3,00	4,00	4,00	12,00	43,2%
<b>Seguridad</b>	0,33	1,00	5,00	4,00	10,33	37,2%
<b>Apariencia</b>	0,25	0,20	1,00	2,00	3,45	12,4%
<b>Costo</b>	0,25	0,25	0,50	1,00	2,00	7,2%
				<b>Total:</b>	27,78	100,0%

Tabla 0-3 Pesos relativos según el tópico de funcionabilidad

1.-Funcionabilidad									
Criterio	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	Suma	Peso Relativo	Peso Absoluto
<b>1.1</b>	1,0	7,0	3,0	5,0	3,0	5,0	24,0	0,330	0,143
<b>1.2</b>	0,1	1,0	1,0	3,0	3,0	5,0	13,1	0,181	0,078
<b>1.3</b>	0,3	1,0	1,0	5,0	3,0	6,0	16,3	0,225	0,097
<b>1.4</b>	0,2	0,3	0,2	1,0	2,0	4,0	7,7	0,106	0,046
<b>1.5</b>	0,3	0,3	0,3	0,5	1,0	7,0	9,5	0,131	0,056
<b>1.6</b>	0,2	0,2	0,2	0,3	0,1	1,0	2,0	0,027	0,012
	Suma total						72,7	1,0	0,432

Key = Clave	
<b>1.1</b>	Capacidad de flexionar los dedos y extenderlo
<b>1.2</b>	Fácil montaje y uso
<b>1.3</b>	Ergonómico
<b>1.4</b>	Larga vida útil
<b>1.5</b>	Piezas intercambiables (modular)
<b>1.6</b>	Bajo mantenimiento

Tabla 0-4 Pesos relativos según el tópico de seguridad

<b>2.Seguridad</b>						
<b>Criterio</b>	<b>2.1</b>	<b>2.2</b>	<b>2.3</b>	<b>Suma</b>	<b>Peso Relativo</b>	<b>Peso Absoluto</b>
<b>2.1</b>	1,0	7,0	5,0	13,0	0,5781	0,2150
<b>2.2</b>	0,1	1,0	7,0	8,1	0,3621	0,1347
<b>2.3</b>	0,2	0,1	1,0	1,3	0,0597	0,0222
<b>Suma total</b>				<b>22,49</b>	<b>1,00</b>	<b>0,37</b>

<b>Key = Clave</b>	
<b>2.1</b>	Resistencia mecánica general
<b>2.2</b>	Diseño ligero
<b>2.3</b>	Bordes no filosos

Tabla 0-5 Pesos relativos según el tópico de apariencia

<b>3.Apariencia</b>						
<b>Criterio</b>	<b>3.1</b>	<b>3.2</b>	<b>3.3</b>	<b>Suma</b>	<b>Peso Relativo</b>	<b>Peso Absoluto</b>
<b>3.1</b>	1,0	5,0	3,0	9,0	0,6054	0,0752
<b>3.2</b>	0,2	1,0	3,0	4,2	0,2825	0,0351
<b>3.3</b>	0,3	0,3	1,0	1,7	0,1121	0,0139
<b>Suma total</b>				<b>14,87</b>	<b>1,00</b>	<b>0,12</b>

<b>Key=Clave</b>	
<b>3.1</b>	Diseño simple
<b>3.2</b>	Personalizable
<b>3.3</b>	Volumen mínimo

Tabla 0-6 Pesos relativos según el tópico de costo

4. Costos						
Criterio	4.1	4.2	4.3	Suma	Peso Relativo	Peso Absoluto
4.1	1,0	5,0	5,0	11,0	0,5914	0,0426
4.2	0,2	1,0	5,0	6,2	0,3333	0,0240
4.3	0,2	0,2	1,0	1,4	0,0753	0,0054
<b>Suma total</b>				<b>18,60</b>	<b>1,00</b>	<b>0,07</b>

Key = Clave	
4.1	Bajo costo de producción
4.2	Bajo costo de mantenimiento
4.3	Bajo costo de operación

**Bosquejos.**

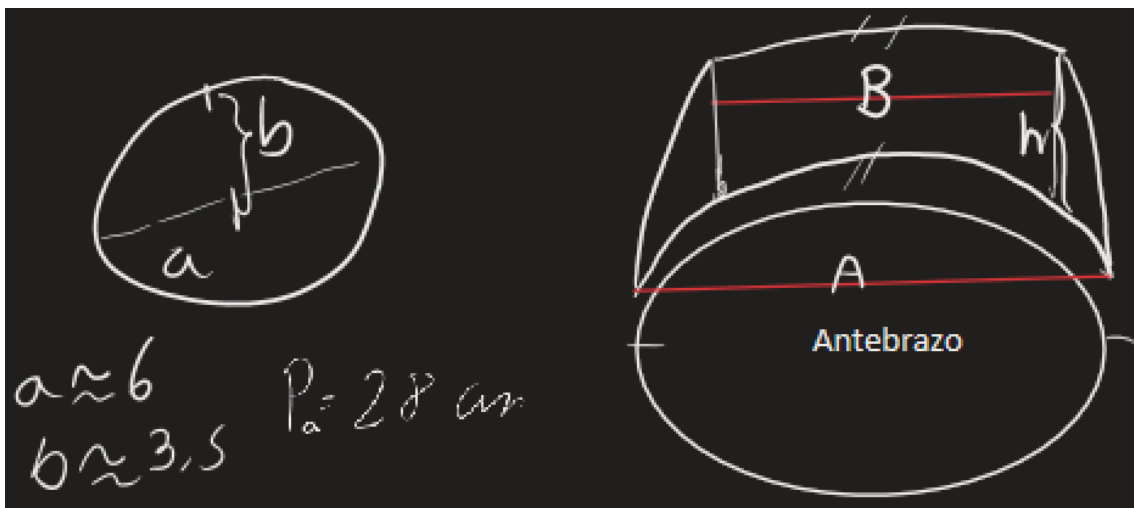


Figura 0.20 Bosquejo de diseño de encaje en sección transversal de antebrazo

## Código Arduino.

```
#include <Servo.h>

Servo servo1; //creamos el primer objeto servo
Servo servo2; //creamos el segundo objeto servo
Servo servo3; //creamos el tercer objeto servo
void setup()
{
  servo1.attach(8); // asignamos el pin al servo.
  servo2.attach(6); // asignamos el pin al servo.
  servo3.attach(4); // asignamos el pin al servo.
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  int angulo1 = map(analogRead(A0), 0, 1023, 0, 180); // escalamos la lectura a un valor entre 0 y 180
  int angulo2 = map(analogRead(A2), 0, 1023, 0, 180); // escalamos la lectura a un valor entre 0 y 180
  int angulo3 = map(analogRead(A4), 0, 1023, 0, 180); // escalamos la lectura a un valor entre 0 y 180
  servo1.write(angulo1); // enviamos el valor escalado al servo.
  servo2.write(angulo2); // enviamos el valor escalado al servo.
  servo3.write(angulo3); // enviamos el valor escalado al servo.
  //----Enviamos los ángulos serialmente-----
  Serial.print("Ángulos 1: ");
  Serial.print(angulo1);
  Serial.print(" 2: ");
  Serial.print(angulo2);
  Serial.print(" 3: ");
  Serial.print(angulo3);
  delay(10);
}
```

Figura 0.21 Código en software Arduino

## Referencias:

## Bibliografía

1. **Belter, Joseph T. y Jacob L. Segil, Aaron M. Dollar, Richard F. Weir, MS.** *Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic.* s.l. : JRRD, 2013.
2. **Gerard Tortora, Bryan Derrickson.** *Principios de Anatomía y Fisiología .* s.l. : Editorial Medica Panamericana , 2018.
3. **Donald A. Neuman, PT, PHD.** *Fundamentos de la rehabilitación física.* Milwaukee, Wisconsin : Paidotribo, 2007. págs. 176-241.
4. **Tove Nilsen, Merete Hermann, Camilla S. Eriksen, Hanne Dafindrud, Petter Mowinckel, Ingvild Kjekken.** *Grip force an pinch grip in an adult population: Reference values and factors associated with grip force.* s.l. : Scandinavian Journal of Occupational Therapy, 2011.
5. **Tözeren, Aydin.** *Human Body Dynamics: Classical Mechanics and human Movement.* s.l. : Springer Science, 1999. pág. 316.
6. **Periago, Ramón Zambudio.** *Prótesis, Ortesis y Ayudas Técnicas.* Zambudio. Barcelona, España : Elsevier España, 2009.
7. **Montané, Favio.** El desarrollo de la prótesis a lo largo de la historia humana. [En línea] 2018. [https://www.researchgate.net/publication/344321505\\_EL\\_DESARROLLO\\_DE\\_LA\\_PROTESIS\\_CA\\_A\\_LO\\_LARGO\\_DE\\_LA\\_HISTORIA\\_HUMANA\\_1\\_2018\\_Ortesis\\_Protesis\\_y\\_Movilidad](https://www.researchgate.net/publication/344321505_EL_DESARROLLO_DE_LA_PROTESIS_CA_A_LO_LARGO_DE_LA_HISTORIA_HUMANA_1_2018_Ortesis_Protesis_y_Movilidad).
8. **Binvignat, O, Almagia, A. y Lizana, P.& Olave, E.** *Aspectos biometricos de la mano de individuos Chilenos.* 2012.
9. *Elaboración de estándares de la fuerza de agarre en individuos sanos entre 20 y 70 años residentes en la localidad de Usaquén.* **Hincapié, Olga Lucía.** Bogotá : s.n., 2007, Revista Colombiana de Rehabilitación .
10. **Artem Kargov, Christian Pylatiuk, Jan Martin, Stefan Schulz, Leonhard Doderlein.** *A comparison of the grip force distribution in natural gands and in prosthetic hands.* Germany : Disability and Rehabilitation , 2004.