



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN  
DEL TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS  
BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD  
UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL  
MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE  
SUJECIÓN.**

**AUTORES: MARTIN BENANCIO MONAR NARANJO  
LUIS ALEJANDRO MURILLO MANTILLA**

**DIRECTOR: ING. OSCAR ARTEAGA  
CODIRECTOR: ING. MARCO SINGAÑA**

**LATACUNGA**

**2015**



**DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**CERTIFICACIÓN**

Certificamos que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN**” realizado por los señores **Martin Benancio Monar Naranjo y Luis Alejandro Murillo Mantilla** , ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores **Martin Benancio Monar Naranjo y Luis Alejandro Murillo Mantilla** para que lo sustenten públicamente.

**Latacunga, 29 de octubre del 2015**

Atentamente,

---

Ing. Arteaga L. Oscar B.  
**DIRECTOR**

---

Ing. Singaña . Marco A.  
**CODIRECTOR**



**DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Nosotros, **Martin Benancio Monar Naranjo** con cédula de identidad N° 1803474087 y **Luis Alejandro Murillo Mantilla**, con cédula de identidad N°1804196721, declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

**Latacunga, 29 de octubre del 2015**

---

Martin Benancio Monar Naranjo  
CI. 1803474087

---

Luis Alejandro Murillo Mantilla  
CI. 1804196721



**DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, **Martin Benancio Monar Naranjo y Luis Alejandro Murillo Mantilla**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN”** cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

**Latacunga, 29 de octubre del 2015**

---

Martin Benancio Monar Naranjo  
CI. 1803474087

---

Luis Alejandro Murillo Mantilla  
CI. 1804196721

## **DEDICATORIA**

Con mucho cariño dedico este trabajo a mis padres Carmen y Benancio por acompañarme en cada momento, gracias por su cariño y consejos que siempre han guiado mi camino. A mis hermanas, Raquel, Paulina y Pamela, por su apoyo incondicional cada vez que lo he necesitado.

**Martin Benancio Monar Naranjo**

A mi familia, el pilar fundamental que siempre apuntala el camino de los sueños y los éxitos.

**Luis Alejandro Murillo Mantilla**

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar agradezco a Dios por permitirme vivir todos estos momentos, a mi familia por siempre acompañarme en mis objetivos, a mis amigos ya que siempre contaba con su ayuda, a los docentes de la universidad de las fuerzas armadas ESPE que durante este tiempo han llegado a ser una guía y amigo además de un maestro.

**Martin Benancio Monar Naranjo**

Agradeciendo a cada una de las personas presentes durante este proceso de culminación de una de las etapas más importantes en nuestra vida, su apoyo y entrega han posibilitado el cumplimiento de un sueño y una meta, el desarrollo profesional y la trascendencia personal.

**Luis Alejandro Murillo Mantilla**

## ÍNDICE

<b>CERTIFICACIÓN</b> .....	<b>ii</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD</b> .....	<b>iii</b>
<b>AUTORIZACIÓN</b> .....	<b>iv</b>
<b>DEDICATORIA</b> .....	<b>v</b>
<b>AGRADECIMIENTO</b> .....	<b>vi</b>
<b>ÍNDICE</b> .....	<b>vii</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>ix</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>x</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>xiii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xiv</b>

### CAPÍTULO I

<b>1. ESTADO DEL ARTE</b> .....	<b>1</b>
1.1 Biomecánica de la mano .....	1
1.1.1 Mano del ser humano .....	1
1.1.2 Características anatómicas .....	2
1.1.3 Tendones y músculos de la mano.....	3
1.1.4 Movimientos de la mano humana .....	5
1.1.5 Manipulación de objetos .....	10
1.1.6 Sistema sensorial de la mano .....	11
1.2 Prótesis de mano.....	12
1.2.1 Clasificación de prótesis.....	13
1.3 Materiales inteligentes.....	17
1.3.1 Aleaciones con memoria de forma (SMA) .....	18
1.3.2 Fluidos magnetoreológicos (MR).....	19
1.4 Impresión 3d de prótesis .....	20

### CAPÍTULO II

<b>2. DISEÑO Y SELECCIÓN</b> .....	<b>22</b>
2.1 Diseño de los dedos .....	27
2.2 Diseño del pulgar .....	29
2.3 Diseño de la palma .....	31
2.4 Diseño de la interface con el usuario .....	33
2.5 Análisis estructural .....	36
2.5.1 Análisis de Presión .....	37
2.5.2 Análisis de carga con el codo flexionado 90° .....	39
2.5.3 Análisis de carga con el codo extendido .....	40
2.6 Modelo geométrico .....	42
2.6.1 Parámetros de denavit y hartenberg (dh).....	43
2.7 Modelo dinámico.....	52
2.7.1 Formulación de lagrange .....	53

2.8	Selección .....	59
2.8.1	Actuadores.....	59
2.8.2	Sistemas de transmisión de movimiento .....	66
2.8.3	Sensores.....	67
2.8.4	Material inteligente .....	69

### **CAPÍTULO III**

<b>3.</b>	<b>CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.....</b>	<b>72</b>
3.1	Fabricación de la estructura de la prótesis.....	72
3.2	Construcción del electroimán.....	77
3.3	Ensamblaje del prototipo.....	78

### **CAPÍTULO IV**

<b>4.</b>	<b>PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>	<b>88</b>
4.1	Pruebas de movimiento .....	88
4.2	Pruebas de carga.....	91
4.3	Pruebas de agarre .....	92
4.4	Pruebas de presión.....	94
4.5	Validación de la hipótesis .....	95
4.6	Análisis económico .....	100

### **CAPÍTULO V**

<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>101</b>
5.1	Conclusiones .....	101
5.2	Recomendaciones.....	104
5.3	Trabajos a futuro .....	105

<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>106</b>
<b>LINKCOGRAFÍA.....</b>	<b>107</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>109</b>

ANEXO A: Algoritmo para la obtención del análisis dinámico del dedo índice

ANEXO B: Medición de campo magnético

ANEXO C: Cálculo de electroimanes

ANEXO D: Resultados de la evaluación puntuada del test ARAT

ANEXO E: Tabla de distribución del chi cuadrado

ANEXO F: Planos del prototipo



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1	Esfuerzos de diferentes materiales .....	2
Tabla 1.2	Ligamentos de la Mano .....	3
Tabla 1.3	Músculos de la Mano .....	4
Tabla 1.4	Fuerza de movimientos del pulgar .....	9
Tabla 1.5	Articulaciones y límites de la mano humana .....	10
Tabla 2.1	Medidas Antropométricas de la Mano según Norma DIN 33 402-2 .....	24
Tabla 2.2	Medidas en la articulación según Norma DIN 33 402-2 .....	25
Tabla 2.3	Medidas expresadas en percentiles según Norma 33 402-2 .....	25
Tabla 2.4	Componentes Biológicos y su equivalencia mecánica .....	26
Tabla 2.5	Medidas de la mano .....	26
Tabla 2.6	Detalle de las medidas del modelo diseñado para la prótesis .....	32
Tabla 2.7	Medidas del antebrazo .....	36
Tabla 2.8	Propiedades Mecánicas plástico ABS .....	37
Tabla 2.9	Obtención de parámetro DH para el dedo índice .....	48
Tabla 2.10	Características Técnicas opciones de actuador. ....	61
Tabla 2.11	Características Técnicas motor para el pulgar .....	62
Tabla 2.12	Datos de entrada considerados para el cálculo de electroimanes.....	64
Tabla 2.13	Datos obtenidos en el cálculo de electroimanes.....	65
Tabla 2.14	Característica Técnicas Electroimanes comerciales .....	65
Tabla 2.15	Características técnicas actuador lineal.....	70
Tabla 3.1	Detalles de maquinado .....	74
Tabla 4.1	Costo primo de la prótesis.....	100

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Sistema óseo de la mano.....	3
Figura 1.2	Limitación del movimiento dependiendo de flexión y extensión de los .. dedos .....	6
Figura 1.3	Falanges y articulaciones del dedo .....	6
Figura 1.4	Movimiento de abducción del pulgar .....	7
Figura 1.5	Movimiento de flexión y oposición del dedo pulgar .....	8
Figura 1.6	Movimiento de reposición del dedo pulgar .....	8
Figura 1.7	Arcos de la mano .....	10
Figura 1.8	Líneas de acción de falanges en diferentes posiciones de la mano .....	11
Figura 1.9	Receptores sensoriales en la piel humana.....	12
Figura 1.10	Prótesis Estéticas .....	13
Figura 1.11	Prótesis Mecánicas .....	14
Figura 1.12	Prótesis Eléctricas .....	14
Figura 1.13	Prótesis Mioeléctricas .....	15
Figura 1.14	Prótesis Biónica Cyber Hand.....	16
Figura 1.15	Prótesis Biónica I Limb .....	16
Figura 1.16	Prótesis Biónica Michelangelo .....	17
Figura 1.17	Prótesis Biónica Life Hand .....	17
Figura 1.18	Efecto de memoria de forma.....	18
Figura 1.19	Sistema de tendones utilizando SMA .....	19
Figura 1.20	Funcionamiento fluido MR.....	19
Figura 1.21	Dextrus Hand .....	20
Figura 1.22	Flexy Hand .....	21
Figura 1.23	Limbitless Hand.....	21
Figura 1.24	RIT Arm .....	21
Figura 2.1	Movimiento funcionales de la mano .....	22
Figura 2.2	Medidas Antropométricas de la Mano según Norma DIN 33 402-2.....	24
Figura 2.3	Medidas del grosor de la mano y pulgar según la Norma DIN 33 402-225	
Figura 2.4	Medidas de ancho de la palma según Norma DIN 33 402-2.....	25
Figura 2.5	Diseño de la Falange Proximal .....	27
Figura 2.6	Modelo de la Falange Media-Distal .....	27
Figura 2.7	Diseño final del dedo .....	28
Figura 2.8	Sistema de Transmisión para los dedos .....	28
Figura 2.9	Falange Metacarpiana .....	29
Figura 2.10	Falange distal del dedo pulgar .....	30
Figura 2.11	Falange proximal del dedo pulgar .....	30
Figura 2.12	Diseño final dedo pulgar.....	30
Figura 2.13	Diseño final de la palma .....	31
Figura 2.14	Medidas del modelo diseñado para la prótesis .....	32
Figura 2.15	Dimensiones del cuerpo humano según Norma DIN 33 402-2.....	33
Figura 2.16	Proceso de modelamiento tridimensional .....	34
Figura 2.17	Modelo tridimensional del miembro distal del usuario .....	35

Figura 2.18 Modelo de la interface del dispositivo.....	36
Figura 2.19 Distribución de esfuerzos en la carga de prensión.....	38
Figura 2.20 Factor de Seguridad en Operación de Prensión.....	38
Figura 2.21 Distribución de Esfuerzos en Carga con el Codo Flexionado .....	39
Figura 2.22 Factor de Seguridad .....	39
Figura 2.23 Distribución de Esfuerzos con Codo Flexionado 90° .....	40
Figura 2.24 Factor de Seguridad .....	40
Figura 2.25 Análisis De Esfuerzos.....	41
Figura 2.26 Factor de Seguridad, .....	41
Figura 2.27 Distribución de Esfuerzos con Codo extendido.....	42
Figura 2.28 Factor de Seguridad .....	42
Figura 2.29 Numeración de eslabones .....	45
Figura 2.30 Numeración de ejes.....	45
Figura 2.31 Eje Z en cada articulación.....	46
Figura 2.32 Ubicación de ejes X.....	46
Figura 2.33 Ubicación ejes Y.....	47
Figura 2.34 Dimensiones y ejes en análisis DH.....	47
Figura 2.35 matriz obtenida en software matlab.....	50
Figura 2.36 Resultante función fkine .....	50
Figura 2.37 Modelo Cinemático .....	51
Figura 2.38 Matriz obtenida mediante función fkine.....	51
Figura 2.39 Comprobación de resultados Cinemática .....	52
Figura 2.40 Modelo del dedo con 2 grados de libertad.....	54
Figura 2.41 Torque necesario para vencer la gravedad.....	57
Figura 2.42 Diagrama del mecanismo del dedo.....	57
Figura 2.43 Tipos de actuadores .....	60
Figura 2.44 Campo magnético alrededor de un conductor .....	63
Figura 2.45 Campo magnético dentro de una bobina .....	64
Figura 2.46 Mecanismo de transmisión mediante poleas .....	66
Figura 2.47 Tarjeta de sensor mioeléctrico ecg/emg shield.....	68
Figura 2.48 Sensor de presión.....	69
Figura 2.49 Actuador lineal compuesto de nitinol.....	70
Figura 2.50 Material magnetoreológico de marca LORD .....	71
Figura 3.1 Diagrama de operación maquinado falange proximal del dedo índice..	73
Figura 3.2 Componentes del Antebrazo.....	75
Figura 3.3 Componentes de la palma de la mano .....	76
Figura 3.4 Componentes de la falange proximal en dedos anular y meñique.....	76
Figura 3.5 Componentes de la falange proximal en dedos medio e índice.....	77
Figura 3.6 Fabricación del electroimán.....	77
Figura 3.7 Electroimán.....	78
Figura 3.8 Ensamblaje de la palma .....	78
Figura 3.9 Ensamblaje de antebrazo .....	79
Figura 3.10 Ensamblaje de la Falange Proximal de los dedos anular y meñique .....	79
Figura 3.11 Ensamble de la falange proximal de los dedos medio e índice .....	80
Figura 3.12 Ensamble electroimán dedo índice .....	80

Figura 3.13 Ensamblaje del dedo .....	81
Figura 3.14 Adaptación motor diseño .....	81
Figura 3.15 Adaptación motor .....	82
Figura 3.16 Mecanismo de movimiento mediante poleas.....	82
Figura 3.17 Ensamblaje final del dedo índice .....	82
Figura 3.18 Ensamble de los dedos.....	83
Figura 3.19 Ubicación de los sensores de presión .....	83
Figura 3.20 Montaje de la tapa de la palma .....	84
Figura 3.21 Ensamble de los componentes de dedo pulgar .....	84
Figura 3.22 Ensamble completo del pulgar.....	85
Figura 3.23 Montaje del dedo pulgar .....	85
Figura 3.24 Ubicación de actuadores lineales SMA .....	86
Figura 3.25 Elaboración de fundas contenedoras de material magnetoreológico.....	86
Figura 3.26 Adaptación final de la prótesis .....	87
Figura 4.1 Posición de extensión de los dedos+ .....	89
Figura 4.2 Posición de flexión de los dedos.....	89
Figura 4.3 Posición inicial y final del dedo pulgar .....	90
Figura 4.4 Prueba de Carga.....	91
Figura 4.5 Prueba de agarre de gancho .....	92
Figura 4.6 Prueba de agarre de precisión .....	93
Figura 4.7 Prueba de trípode .....	93
Figura 4.8 Agarre de pinza, prueba de presión .....	94

## RESUMEN

La biónica permite la concatenación de sistemas biológicos y electrónicos para desarrollar aplicaciones tecnológicas, con el objetivo de simular las características morfológicas-funcionales de los seres vivos. Por lo que el presente proyecto consiste en la construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad con la finalidad de validar la funcionalidad que esta presenta, ante actividades cotidianas que realiza una persona que posee una amputación transradial debajo del codo. Mediante el modelado antropomórfico de la estructura mecánica, este mecanismo simulará los movimientos naturales de la mano humana, que implementados en una secuencia definida, representarán los patrones básicos de agarre. Este dispositivo mecatrónico cuenta con un sistema para el control de la presión de ajuste en los patrones de sujeción implementados, que a través del procesamiento de las señales musculares (EMG) producidas por el miembro afectado, permite la interacción con el artefacto generando la apertura y cierre del mismo. Mientras que por medio de los sensores de fuerza y los encapsulados de material inteligente magneto activo, dispuestos en las yemas de cada dedo, se detecta el contacto con el objeto y regula la fuerza de ajuste. Este dispositivo protésico utiliza servomotores para la transmisión del movimiento de cada dedo, así como para el giro de la muñeca y la oposición del pulgar; además, la flexión/extensión de este último es producida por la contracción de material inteligente con memoria de forma. Finalmente, la prótesis desarrollada posee la característica inherente de su bajo costo de producción debido al proceso de manufactura utilizado para su construcción. La técnica utilizada fue la impresión 3D debido a que esta tecnología permite el prototipado de modelos tridimensionales con alta precisión y utiliza materiales con características necesarias para la elaboración de prótesis.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **BIÓNICA**
- **SEÑALES MUSCULARES (EMG)**
- **MATERIAL INTELIGENTE**
- **IMPRESIÓN3D**

**ABSTRACT**

The bionic allows the link of biological and electronics systems for the development of technological applications, with the objective of simulate the morphological-functional characteristics of human being. So this project consists in the construction of a prosthetic bionic hand with 7 degrees of freedom in order to assessment the functionality, By anthropometric design of the mechanical structure, this mechanism will simulate the natural movement of the human hand, that implement in a defined sequence represents the basic prehensile patterns. This mechatronic device features a system for controlling the grip pressure in the grip patterns that by processing the EMG produced by the residual limb, allows the interaction with the artefact producing the opening and closing of the device. While by the force sensor and the encapsulated smart material, disposed in the finger tip, it detect the contact with the object y adjust the grip force. This prosthetic device uses servomotors for movement transmission for each finger and the thumb opposition, also, the flexion/extension of the last one, is produced by the contraction of smart memory alloy. Finally, the develop prostheses has the inherent characteristic of its low cost of production due to the manufacture process used for its construction. The technique used was the 3D printing because this technology allows to prototyping tridimensional models with high accuracy and using materials with the characteristics for the development of prostheses.

**KEYWORDS :**

- **BIONIC**
- **MUCLE SIGNAL (EMG)**
- **SMART MATERIAL**
- **3D PRINT**

## CAPÍTULO I

### 1. ESTADO DEL ARTE.

#### 1.1 Biomecánica de la mano

##### 1.1.1 Mano del ser humano

La muñeca y a su vez el carpo son la sinergia de sistemas óseos, tendones y músculos que permite la unión del antebrazo con la mano. (Nordin & Frankel, 2004) redacta lo siguiente “Este complejo articular es capaz de un sustancial arco de movimiento que aumenta la función de la mano y los dedos, aunque posee un grado considerable de estabilidad”.

Así mismo (Nordin & Frankel, 2004) afirma lo siguiente

“La mano es un órgano móvil de elevada complejidad y con múltiples facetas. Se valora y juzga en función de su rendimiento y disponibilidad tanto en las tareas prensiles delicadas como en los patrones de toma de fuerza. Es muy móvil y adaptable ya que se adapta a la forma de los objetos que se agarran o estudian, enfatiza o gesticula ante una idea que se quiere expresar o muestra una acción de amor o afecto.”

Como lo explicado por los autores Nordin y Frankel el detalle de la mano a breve explicación, ahora mediante la explicación de (Calais & Lamote, 2004) se puede entender la ubicación de la mano en el cuerpo humano y lo que esto le ha permitido realizar todos estos movimientos de manera natural. “La perfección de la mano se debe a la disposición de la columna del pulgar que le permite enfrentarse a los otros dedos, posibilitando que la mano pueda realizar todo tipo de prensiones. Desde la más sutil hasta la más fuerte.”

### 1.1.2 Características anatómicas

La mano como todas las extremidades del cuerpo constan internamente de una estructura de soporte interna, compuesta de tejido óseo que ofrece la mejor opción en resistencia vs densidad, llegando a ser incluso más fuerte que el concreto y diferentes componentes similares como se puede observar en la Tabla 1.1

**Tabla 1.1**

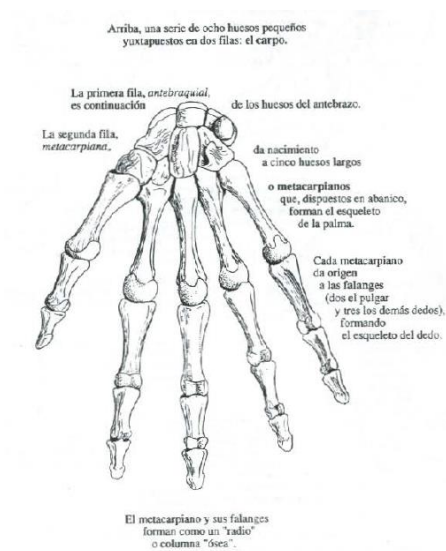
#### **Esfuerzos de diferentes materiales**

<b>Material</b>	<b>Esfuerzo de compresión</b>	<b>Esfuerzo de tensión</b>	<b>Módulo de Young</b>
	(N/mm <sup>2</sup> )	(N/mm <sup>2</sup> )	(x10 <sup>2</sup> N/mm <sup>2</sup> )
<b>Acero duro</b>	552	827	2070
<b>Granito</b>	145	4.8	517
<b>Concreto</b>	21	2.1	165
<b>Roble</b>	59	117	110
<b>Porcelana</b>	552	55	–
<b>Hueso Compacto</b>	170	120	179
<b>Hueso Trabecular</b>	2.2	–	0.76

**Fuente: (Piña Barba, 2009)**

Pero la estructura del cuerpo no es una pieza enteriza, si no se forma de huesos de diferentes longitudes, anchos y formas permitiendo la movilidad como lo muestra en el caso de la mano y la muñeca en la Figura 1.1.





**Figura 1.1 Sistema óseo de la mano**

**Fuente: (Calais & Lamote, 2004)**

### 1.1.3 Tendones y músculos de la mano

Después de tener un corto análisis de la función ósea se empezará a analizar la función de los tendones y los músculos y como éstos interactúan para que la mano tenga todos los movimientos, haciendo que las actividades cotidianas que se realiza día a día no demanden mayor dificultad.

Los tendones son elementos de tejido fibroso con una gran resistencia a la tracción, su función en todo el cuerpo y no siendo la excepción en la mano es la de unir la parte ósea con la muscular. En la Tabla 1.2 se puede observar detalladamente los ligamentos de los que está compuesto la muñeca.

**Tabla 1.2**

#### Ligamentos de la Mano

Ligamentos Extrínsecos	Ligamentos Intrínsecos
Lateral radial	Corto → palmar
Radio carpiano palmar superficial	Corto → Dorsal
Radio carpiano palmar profundo	Intermedio → semilunar- pyramidal
Complejo cubito carpiano	Intermedio → escafoides- semilunar

CONTINÚA

<b>Menisco homologo</b>	Intermedio → Escafoides – trapecio
<b>Fibrocartílago triangular</b>	Largo → Intercarpiano palmar
<b>Ligamento lateral cubital</b>	Largo → Intercarpiano dorsal
<b>Ligamento cubito – semilunar</b>	
<b>Radio carpiano Dorsal</b>	

**Fuente.: (Nordin & Frankel, 2004)**

Los músculos son prácticamente los actuadores del cuerpo, mediante el impulso enviado hacia ellos pueden hacerlo mediante la contracción de los mismos, para que la parte del cuerpo que tuvo el movimiento recupere la posición inicial, necesita de un musculo que generalmente se encuentra en la oposición exacta para que genere el movimiento necesario. En la Tabla 1.3 se puede observar los músculos de la mano.

**Tabla 1.3**

**Músculos de la Mano**

<b>Músculos Extrínsecos</b>	
<b>Flexor superficial de los dedos</b>	Extensor corto del pulgar
<b>Flexor profundo de los dedos</b>	Abductor largo del pulgar
<b>Flexor largo del pulgar</b>	Extensor propio del índice
<b>Extensor largo del pulgar</b>	Extensor común de los dedos
<b>Extensor propio del meñique</b>	
<b>Músculos intrínsecos</b>	
<b>Interóseos dorsales</b>	Oponente del pulgar
<b>Interóseos palmares</b>	Abductor del meñique
<b>Lumbricales</b>	Flexor corto del meñique
<b>Abductor corto del pulgar</b>	Abductor del pulgar
<b>Flexor corto del pulgar</b>	

**Fuente.: (Nordin & Frankel, 2004)**

#### 1.1.4 Movimientos de la mano humana

De acuerdo a lo explicado en los temas anteriores se puede comprender ya de una mejor manera la forma por la cual está constituida la mano humana, y ahora se analizará los movimientos que puede realizar con esta complejidad.

(Rouvière & Delmas, 2005) Redacta:

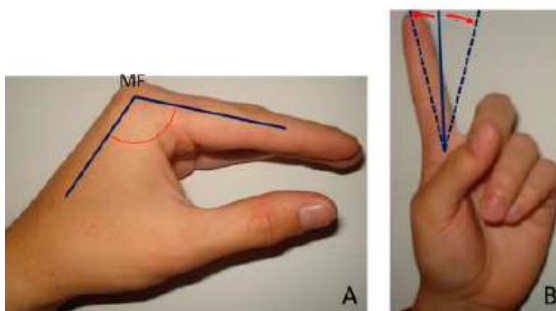
“Cada pieza del esqueleto carpiano participa en los movimientos como una parte del conjunto excepto en casos particulares en que existen sistemas esqueléticos especializados: el dedo pulgar posee su propia columna ósea, que lo une al radio por medio de los huesos trapecio y escafoides y puede realizar movimientos más activos que los demás dedos de la mano.”

El dedo índice y el dedo pulgar son los dedos que presentan mayor funcionalidad ya que tienen un conjunto de músculos que les permite una buena precisión y una resolución fina en sus movimientos, mientras que el dedo próximo es el dedo medio presenta una considerable fuerza y es sirve de ayuda para agarres de elementos grandes, y ciertas personas la usan también para la escritura como dedo guía.

El dedo meñique permite un alcance mayor en la mano y a su vez tiene musculatura propia lo cual marca su independencia, el dedo anular es el que menos presión y fuerza puede ofrecer y más se le puede considerar un auxiliar del dedo meñique.

El dedo índice contiene músculos que cuentan con una cierta independencia a comparación con medio, anular y meñique los cuales sirven como prensa estabilizadora al momento de sujetar elementos con el pulgar y el índice.

El dedo índice es capaz de realizar de mejor manera los movimientos de laterales, siempre y cuando este de manera extendida como lo muestra la Figura 1.2 parte B, pero si se lo pone en cierto ángulo bloquea esta posibilidad, parte A.



**Figura 1.2 Limitación del movimiento dependiendo de flexión y extensión de los dedos**

**Fuente: (Arias, 2012)**

Según el trabajo de (Quinayás, 2010) comenta que una de las características principales de los dedos son sus falanges, compuestas de tres articulaciones descritas a continuación:

- Articulación metacarpo falángica (MCP), que une la falange metacarpiana y proximal.
- Articulación interfalángica proximal (PIP), entre las falanges media y proximal.
- Articulación interfalángica distal (DIP), entre las falanges media y distal.

Para una mejor comprensión de la ubicación de las articulaciones y las falanges características de un dedo humano, lo detalla Figura 1.3.



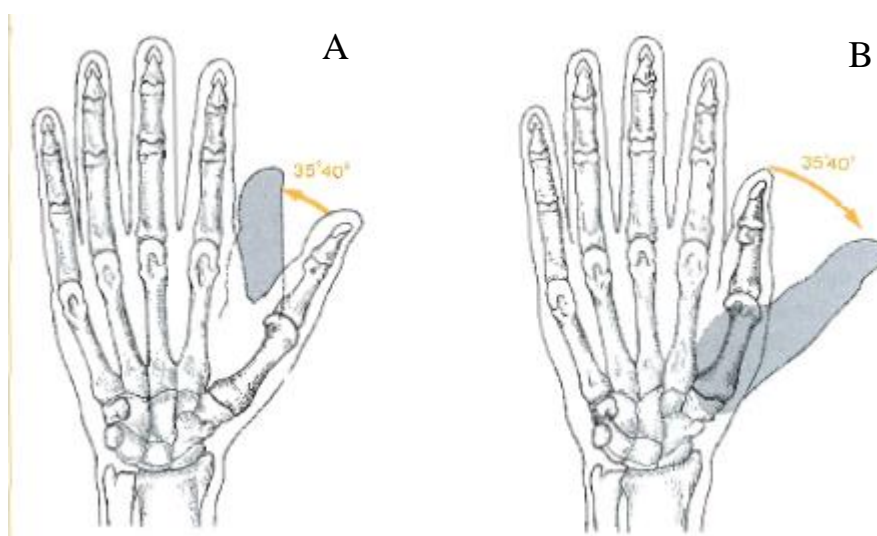
**Figura 1.3 Falanges y articulaciones del dedo**

**Fuente: (Quinayás, 2010)**

A continuación se explicara de mejor manera la importancia del dedo pulgar, “es el agente de la pinza pulgar-dedos. Sin él los movimientos de los dedos constituirán solo presiones globales en vez de movimientos precisos.” (Rouvière & Delmas, 2005).

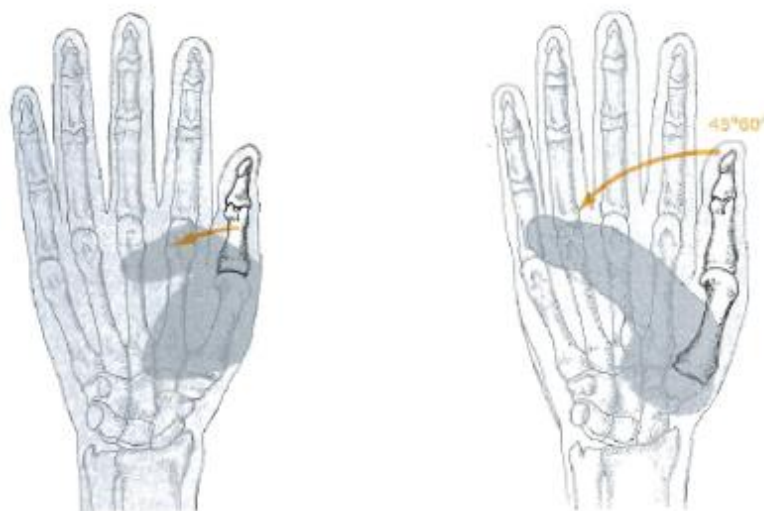
En la Figura 1.4 se puede observar los diferentes movimientos que puede realizar el dedo pulgar, en la parte A de dicha figura se detalla el movimiento de aducción el dedo pulgar, se dirige a la cara lateral del dedo, la parte B de la figura se muestra el movimiento de abducción del dedo que es la acción contraria a la aducción, en rango de 35 hasta 40 grados.

En la Figura 1.5 en la parte izquierda se puede observar el movimiento de flexión del dedo pulgar; en la parte derecha, realiza un movimiento llamado oposición del dedo pulgar, lo cual según se observa lo conduce al dedo meñique permitiendo un movimiento de presión o cierre de la mano.



**Figura 1.4** Movimiento de abducción del pulgar

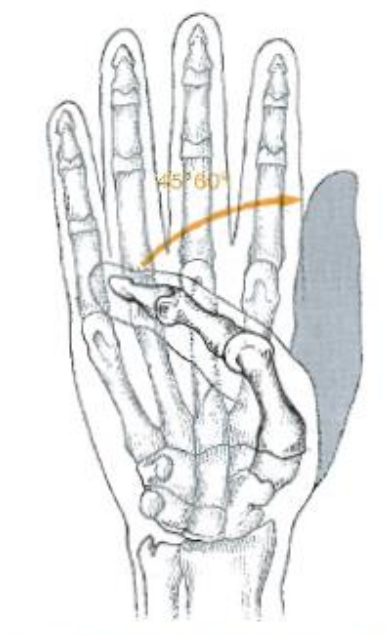
**Fuente:** (Rouvière & Delmas, 2005)



**Figura 1.5** Movimiento de flexión y oposición del dedo pulgar

**Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005)**

En este último movimiento realizado por el dedo pulgar es contrario a los dos anteriores explicadas en la Figura 1.4, el dedo pulgar regresa a la posición inicial de aducción- extensión, como se lo visualiza en la Figura 1.6.



**Figura 1.6** Movimiento de reposición del dedo pulgar

**Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005)**

Para terminar la descripción de funcionalidades de la mano, se describirá la fuerza que generalmente puede otorgar cada movimiento, dependiendo del musculo involucrado.

Según lo explicado en el trabajo de (Tubiana, Thomine, & Mackin, 1998) se redacta en la Tabla 1.4:

**Tabla 1.4**

**Fuerza de movimientos del pulgar**

<b>Movimiento de abducción</b>	
Músculo abductor corto del pulgar	13 kg-F
Músculo flexor corto del pulgar	11 kg-F
<b>El movimiento de aducción es resultado de la acción de 5 músculos</b>	
Músculo aductor del pulgar	37 kg-F
Primer musculo interóseo dorsal	0.1 kg-F
Músculo flexor corto del pulgar	11 kg-F
Músculo oponente del pulgar	19 kg-F
Músculo extensor largo del pulgar	0.1 kg-F
<b>Movimiento de oposición</b>	
Oponente del pulgar	19 kg-F
Aductor del pulgar	37 kg-F
Flexor corto del pulgar	11 kg-F
Flexor largo del pulgar	11 kg-F
<b>Movimiento de reposición</b>	
Extensor largo del pulgar	0.1 kg-F
Extensor corto del pulgar	0.1 kg-F
Abductor largo del pulgar	0.1 kg-F

La mano humana así como límites en peso promedio de carga también lo tiene en restricciones de movimiento dados, en cada articulación sea este movimiento de flexión, extensión, abducción, aducción. Valores detallados en Tabla 1.5

Tabla 1.5

## Articulaciones y límites de la mano humana

Parte	Articulación	Ángulo flexión- extensión	Ángulo abducción aducción
Dedos	DIP	60	—
	PIP	100	—
	MCP	90	60
Pulgar	IP	85	—
	MCP	50	30
	CMC	120	45

Fuente: (Quinayás, 2010)

## 1.1.5 Manipulación de objetos

Según criterios y textos relatados en (Arias, 2012), se concluye, la mano en una superficie plana se extiende intentando tener contacto de una mayor superficie, al momento de sostener un elemento voluminoso, la mano se ahueca y forma arcos que se categoriza en Arco longitudinal Figura 1.7 Parte A , arco transverso B y arco oblicuo C.

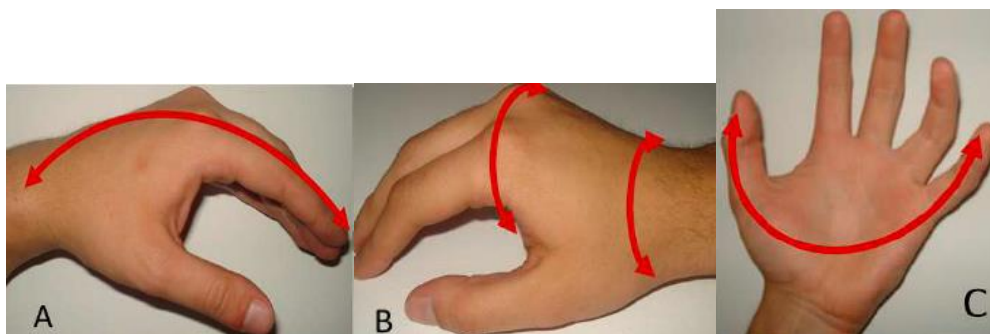


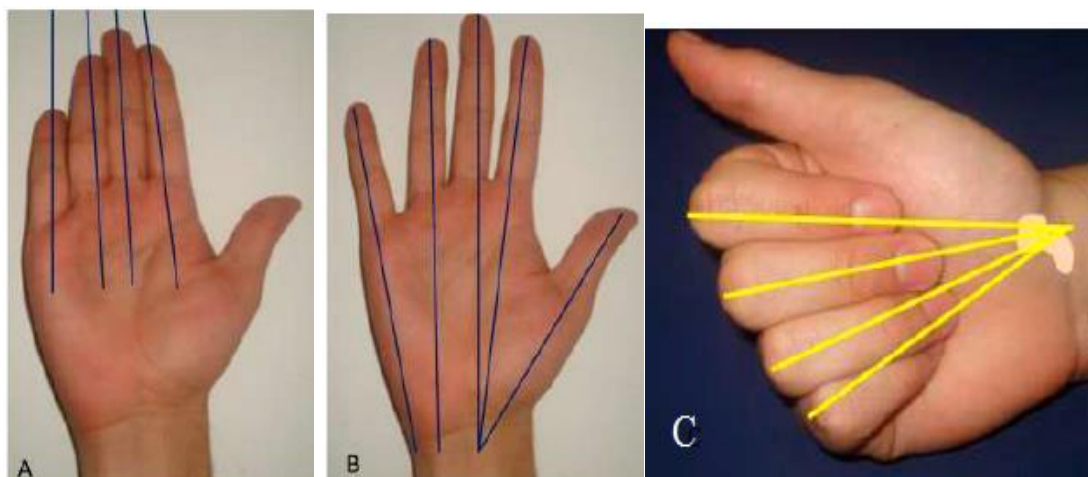
Figura 1.7 Arcos de la mano

Fuente: (Arias, 2012)

Los ejes de los dedos de manera natural no tienen un punto común de divergencia, en casos como los dedos forzados a estar juntos unos con otra causa que sus líneas de acción estén en forma paralela, siendo su punto de divergencia una



distancia lejana a la mano. Figura 1.8 A. En el caso de una posición de extensión de la mano y ubicación de los dedos de forma natural los dedos meñique y anular presentan líneas de acción paralelas, mientras que pulgar, medio e índice indican un punto de divergencia. Figura 1.8 B. Al momento de un cierre todas las falanges exceptuando las correspondientes al dedo pulgar, convergen en un punto ubicado en la parte inferior de la palma Figura 1.8 C.



**Figura 1.8 Líneas de acción de falanges en diferentes posiciones de la mano**

**Fuente: (Arias, 2012)**

### **1.1.6 Sistema sensorial de la mano**

El sistema sensorial distribuido a la mano no difiere de manera significativa a las demás partes del cuerpo, siendo este proceso abarcado por el sistema nervioso periférico compuesto de todos los nervios que conectan al sistema nervioso central las actividades realizadas por todo el cuerpo.

Un sensor importante en el cuerpo es la capacidad de diferenciar la temperatura y la presión, todos estos con la necesidad de retroalimentar al cerebro con la información necesaria para un accionamiento correcto que permita proteger al cuerpo y darle reacción inmediata ante una presente amenaza, (Raven, 2005) redacta lo siguiente:

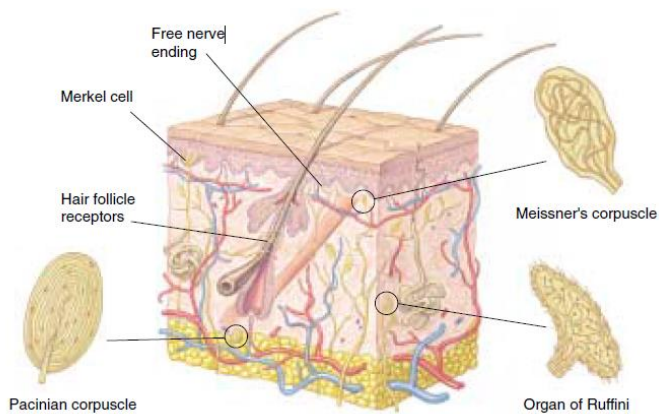
“La piel contiene dos poblaciones de termo receptores, que son terminaciones dendríticas desnudas de las neuronas sensoriales que son sensibles a cambios de temperatura. Receptores de frío son estimulados por

una caída en la temperatura e inhibido por el calentamiento; mientras que los receptores cálidos, son estimulados por un aumento de la temperatura e inhibida por enfriamiento.”

En cuanto a la presión, que sirve para evaluar cuanta fuerza se imprime en el agarre que se estuviese realizando; anatómicamente lo explica (Raven, 2005)

“Muy por debajo de la piel en la capa fásica de tejido subcutáneo, existen receptores sensibles a la presión llamados corpúsculos de Pacini. Cada uno de estos receptores consiste en el extremo de un aferente axón, rodeada por una cápsula de capas alternas de células de tejido conectivo y el líquido extracelular, cuando la presión sostenida se aplica al corpúsculo, el elástico cápsula absorbe gran parte de la presión y el axón cesa para producir impulsos. Por tanto, los corpúsculos de Pacini monitorean sólo el inicio y la eliminación de la presión, como puede ocurrir repetidamente cuando algo que vibra se coloca contra la piel”

La Figura 1.9. detalla lo anteriormente explicado.



**Figura 1.9 Receptores sensoriales en la piel humana**

**Fuente: (Raven, 2005)**

## **1.2 Prótesis de mano**

“El avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el

desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.” (Dorador J. M., Robótica y Prótesis Inteligentes, 2004)

Una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte del cuerpo humano, con el objetivo de mejorar la calidad de vida del usuario, brindándole apoyo al realizar tareas que requieran el miembro faltante o como accesorio estético.

### 1.2.1 Clasificación de prótesis

(Brito, Quinde, & Cusco, 2013) Señalan que al momento de la selección del tipo prótesis, existen diversos factores a considerar como el grado de amputación, la funcionalidad y el factor económico del dispositivo.

#### a. Prótesis estéticas

Se denominan prótesis pasivas, ya que no poseen movimiento y no son funcionales, como se muestra en la Figura 1.10.

Para su fabricación se emplean materiales como PVC rígido, látex flexible o silicona, estos se caracterizan por ser livianos y requerir bajo mantenimiento.

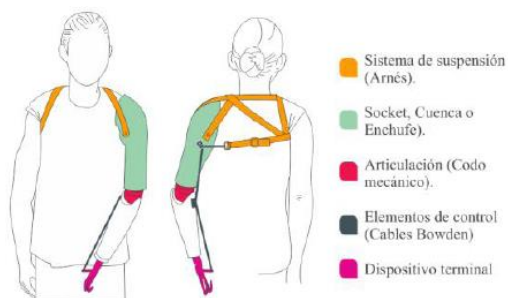


**Figura 1.10 Prótesis Estéticas**

**Fuente: (Brito, Quinde, & Cusco, 2013)**

#### b. Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas cumplen funciones básicas como apertura y cierre de la mano; limitadas en movimiento estos dispositivos obtienen una señal mecánica, producida por otro miembro del cuerpo, la cual genera la movilidad del mismo. Como se muestran en la Figura 1.11.



**Figura 1.11 Prótesis Mecánicas**

**Fuente: (Brito, Quinde, & Cusco, 2013)**

c. Prótesis eléctricas

(Dorador J. M., 2013) menciona que estos dispositivos se basan en la utilización sistemas de actuación eléctricos, y son caracterizados por su alta eficiencia. La principal desventaja de estas unidades protésicas es el alto costo de adquisición y reparación, así como su peso. En la Figura 1.12 se muestra la prótesis eléctrica desarrollada por la compañía Otto Bock.

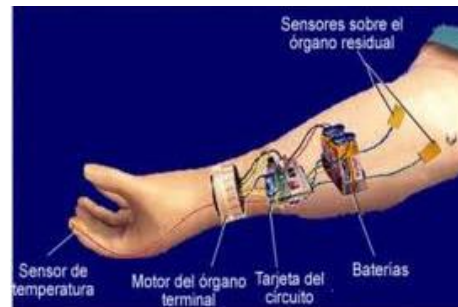


**Figura 1.12 Prótesis Eléctricas**

**Fuente: [http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob\\_com\\_en/hs.xsl/19992.html](http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/19992.html)**

d. Prótesis mioeléctricas

En la actualidad, las prótesis mioeléctricas son dispositivos que han permitido la interacción con el artefacto protésico a través del procesamiento de las señales musculares (EMG) producidas por el miembro faltante, vinculando así el sistema biológico del usuario y un sistema mecatrónico como muestra la Figura 1.13.



**Figura 1.13 Prótesis Mioeléctricas**

**Fuente: (Brito, Quinde, & Cusco, 2013)**

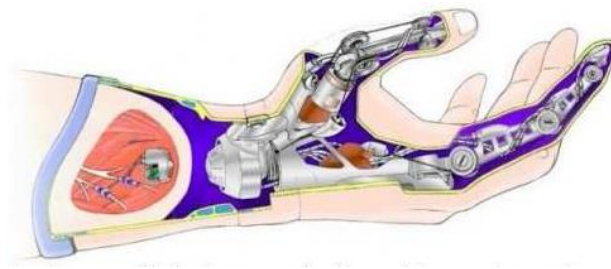
El uso de sensores llamados electrodos, que entran en contacto con la superficie de la piel permite, registrar la señal EMG. Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad.

#### e. Prótesis biónicas

(Quinayás, 2010) Indica que son dispositivos desarrollados basados en conceptos de biónica, cibernética, robótica, y mecatrónica. Por esta razón se utilizan diferentes nombres para describirlas, como son prótesis cibernéticas, biónicas, mioeléctricas, mecatrónicas, electromecánicas, entre otras; pero todos estos términos describen una prótesis desarrollada con la combinación de la electrónica y la mecánica, controlada por medio de las señales generadas en los músculos del paciente.

##### e.1 Mano Biónica Cyberhand

La mano biónica CyberHand posee tres dedos completamente articulados con movimientos independientes impulsados por motores, y conectada mediante electrodos a las terminaciones nerviosas de la persona que permite la realimentación táctil mediante un vínculo eléctrico con el sistema nervioso del paciente, el mismo que es capaz de sentir de sentir presión y la temperatura a la que está sometida la prótesis. La Figura 1.14 muestra la prótesis biónica.

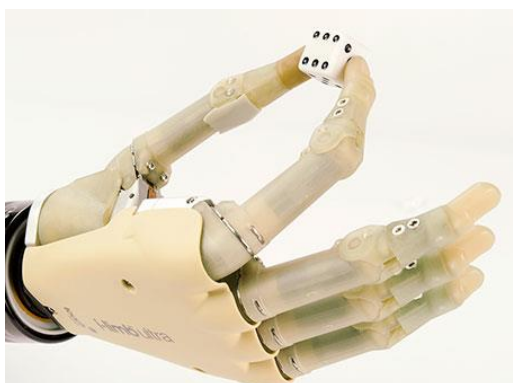


**Figura 1.14 Prótesis Biónica Cyber Hand**

**Fuente: (Quinayás, 2010)**

### e.2 Prótesis I Limb

Es la primera mano biónica disponible comercialmente, cuenta con cinco dedos articulados independientemente, controlados mediante un sistema mioeléctrico con entrada de 2 señales musculares para abrir y cerrar los dedos de la mano, siendo altamente intuitiva para el usuario, se puede visualizar en la Figura 1.15.



**Figura 1.15 Prótesis Biónica I Limb**

**Fuente: (Quinayás, 2010)**

### e.3 Prótesis Michelangelo

La prótesis biónica Michelangelo, Figura 1.16 se caracteriza por sus seis grados de libertad y su resistencia al agua, puede realizar una gran variedad de movimientos precisos, ya que los dedos son controlados independientemente y el pulgar y la muñeca disponen de movilidad, externamente se encuentra recubierta de elastómero de silicona.

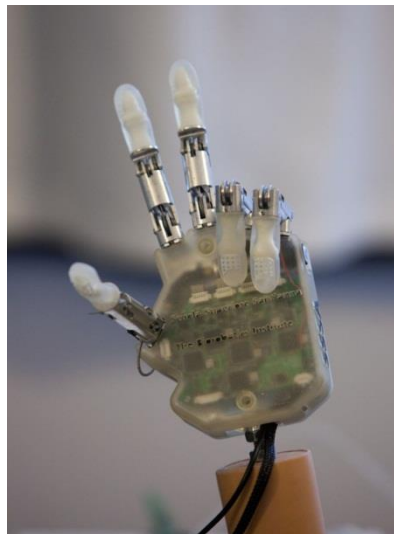


**Figura 1.16 Prótesis Biónica Michelangelo**

**Fuente: (Quinayás, 2010)**

#### e.4 Lifehand

Es un sistema de prótesis completamente implantable, altamente sensorizado y controlado a través del sistema nervioso del paciente, como se muestra en la Figura 1.17, con una destreza comparable a una extremidad natural.



**Figura 1.17 Prótesis Biónica Life Hand**

**Fuente: <http://www.unicampus.it/lifehand/lifehand-2-the-project>**

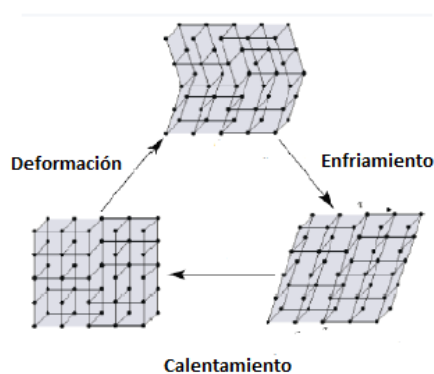
### **1.3 Materiales inteligentes**

(Chennai, 2014) Menciona que son una clase de materiales que responden dinámicamente a estímulos presentes en el medio ambiente, sean estos eléctricos, térmicos, químicos o magnéticos, cambiando sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.).

### 1.3.1 Aleaciones con memoria de forma (SMA)

(Dorador J. M., 2004) Indica que estas aleaciones inteligentes constituyen un grupo de materiales metálicos capaces de recobrar su longitud o forma previa, cuando se encuentran sometidos a una carga térmica apropiada.

El efecto de memoria de forma es causado por la estructura cristalina del material, obsérvese Figura 1.18 Cuando la aleación se encuentra debajo de la temperatura de transformación posee baja resistencia a la fluencia, y puede ser deformado con un fuerza relativamente baja. La nueva forma se conserva manteniendo el material por debajo de su temperatura de transformación, debido a que cuando se aplica una carga térmica que supera esta temperatura, el material recobra su forma o longitud original.



**Figura 1.18 Efecto de memoria de forma**

**Fuente: (Chennai, 2014)**

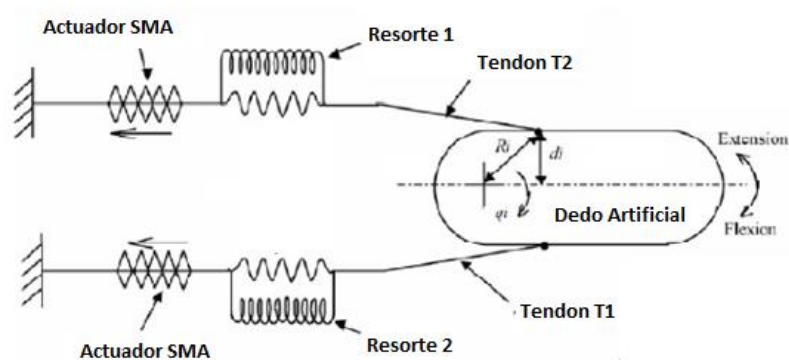
El material con memoria de forma más utilizado, es la aleación de Níquel y Titanio llamado genéricamente Nitinol, posee excelentes propiedades mecánicas y eléctricas, así como una alta resistencia a la corrosión. Utilizado como actuador, es capaz de contraer longitud creando una fuerza de tracción mayor a la necesaria para deformarlo.

#### f. Aplicaciones

Las aleaciones con memoria de forma han sido utilizadas para el desarrollo de dispositivos protésicos activos y pasivos. La Figura 1.19 muestra un dispositivo



compuesto con alambres con memoria de forma en la región de los dedos. Estos alambres simulan la actividad muscular, produciendo el movimiento original de la mano.



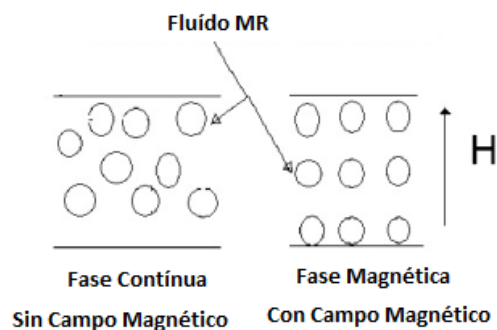
**Figura 1.19 Sistema de tendones utilizando SMA**

**Fuente: (Chennai, 2014)**

### 1.3.2 Fluidos magnetoreológicos (MR)

(Mesquida & Lässig, 2012) Denominan a los fluidos magnetoreológicos a aquellos fluidos compuestos por micro partículas ferromagnéticas, inmersas en un líquido portador, que poseen propiedades viscoelásticas controlables mediante campos magnéticos externos.

Mediante la aplicación de un campo magnético externo las partículas forman estructuras columnares paralelas al campo aplicado, como se muestra en la Figura 1.20. Estas estructuras restringen el movimiento del fluido dando lugar al incremento en la viscosidad del mismo.



**Figura 1.20 Funcionamiento fluido MR**

**Fuente: (Chennai, 2014)**

#### a. Aplicaciones

Los materiales magnetoreológicos son empleados en la elaboración de dispositivos para rehabilitación, exosqueletos e incluso calzado deportivo inteligente.

### 1.4 Impresión 3d de prótesis

En la actualidad el desarrollo de material protésico impreso en 3D, ha permitido el crecimiento de esta tecnología revolucionando la fabricación de prótesis de bajo costo y rápida producción, obteniendo así dispositivos funcionales más accesibles. Existen diversos proyectos que han desarrollado dispositivos protésicos impresos en 3D, a continuación se muestran los prototipos más relevantes.

El Open Hand Project ha desarrollado una mano robótica, mostrada en la Figura 1.21 que ofrece la funcionalidad de una mano humana. (Gabbard, 2013) menciona que “esta usa motores eléctricos como músculos y cables de acero como tendones. Las piezas impresas en 3D actúan como huesos y la cubierta de caucho como piel”.

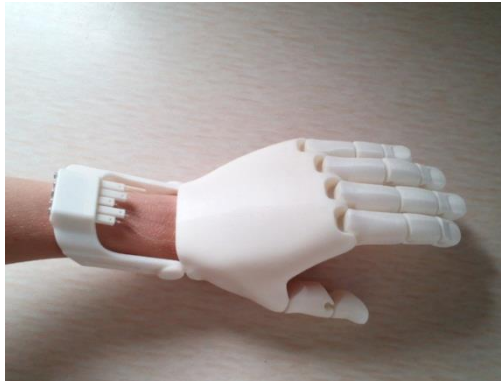


**Figura 1.21 Dextrus Hand**

**Fuente:** <http://www.openhandproject.org/downloads.php>

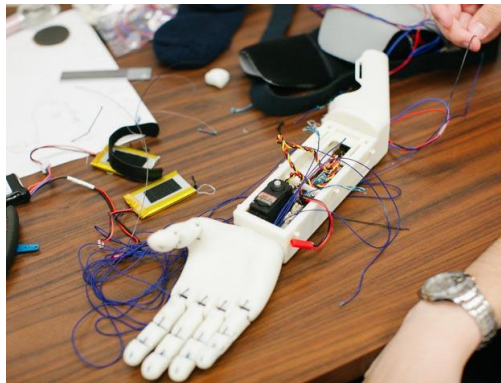
El grupo e-NABLE es una red global de voluntarios que han desarrollado varios dispositivos protésicos para impresión 3D, con la finalidad de suplir la necesidad protésica de usuarios alrededor del mundo, principalmente niños.

La Figura 1.22, Figura 1.23 y Figura 1.24 muestran algunos de los dispositivos desarrollados, los mismos que se encuentran disponibles para su construcción.



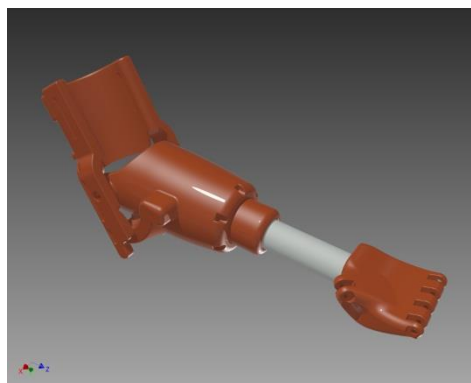
**Figura 1.22 Flexy Hand**

**Fuente:** <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>



**Figura 1.23 Limbitless Hand**

**Fuente:** <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-limbitless-arm/>



**Figura 1.24 RIT Arm**

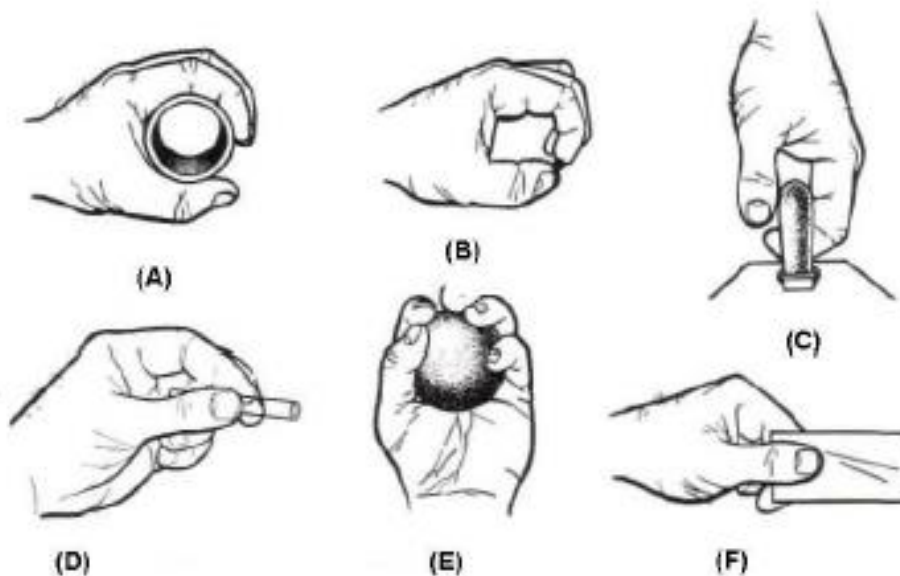
**Fuente:** <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/rit-arm/>

## CAPÍTULO II

### 2. DISEÑO Y SELECCIÓN

El diseño mecatrónico del dispositivo protésico se realiza con el software de diseño asistido por computador Solidworks®, éste permite crear modelos 3D de una manera rápida, productiva y reduciendo los costes de operación, generando así soluciones en el desarrollo de productos.

Para iniciar el diseño se analizó el estudio de la destreza de la mano humana, realizada por (Schlesinger, 1919), el cual clasifica los movimientos funcionales de la misma en seis categorías, mostradas en la Figura 2.1 (A) Cilíndrico, (B) De punta, (C) De gancho, (D) Palmar, (E) Esférico, (F) Lateral .



**Figura 2.1** Movimiento funcionales de la mano

**Fuente: (Schlesinger, 1919)**

(Rouvière & Delmas, 2005) Establecen que el dedo índice posee especial importancia funcional debido a su relación con el pulgar, y así constituyen los elementos más importantes en los movimientos de prensión fina y precisa.

Mencionan que “el dedo medio posee también una importancia funcional considerable; como eje del conjunto mano-dedos, ejerce gran fuerza en las prensiones y contribuye a la precisión de ciertos gestos.”

Y finalmente, infieren que gracias a su musculatura propia, el dedo meñique es de utilidad, aumentando la capacidad de expansión de la mano y al realizar prensiones de objetos.

De acuerdo con (Quinayás, 2010), un estudio realizado por el Grupo de Investigación en Movimiento Corporal de la Universidad del Cauca determina que, las 6 categorías de los movimientos mencionados anteriormente, pueden ser ejecutados utilizando solo tres dedos, el dedo índice, medio y pulgar; y que el dedo anular y meñique actúan solo de soporte.

Por lo que el presente dispositivo se definió como una prótesis biónica de mano compuesta de 3 dedos (medio, índice y pulgar), con 7 grados de libertad, 2 en cada dedo y 3 en el pulgar; los cuales proporcionan las funcionalidades básicas de una mano humana, que sin embargo, en el modelo final se implementarán los demás dedos con la finalidad de mejorarla estética y la sujeción que produce el dispositivo.

Para comenzar con el diseño de la estructura mecánica del dispositivo se toma en consideración la antropometría física de la mano humana de un hombre adulto promedio en el Ecuador. Debido a que en el país es inexistente el estudio antropométrico mencionado, el diseño actual del dispositivo protésico se basa en la Norma DIN 33 402-2, que especifica medidas estándar del cuerpo humano, que según (Melo, 2009) son utilizadas en el diseño de herramientas, utillajes y mandos, con el fin de lograr un prototipo estético y funcional en relación a una mano real.

La Figura 2.2, Figura 2.3 y Figura 2.4 muestran las medidas antropométricas de la mano según la Norma DIN 33 402-2 y la Tabla 2.1, Tabla 2.2 y Tabla 2.3 expresan en percentiles los valores mostrados en las figuras mencionadas.

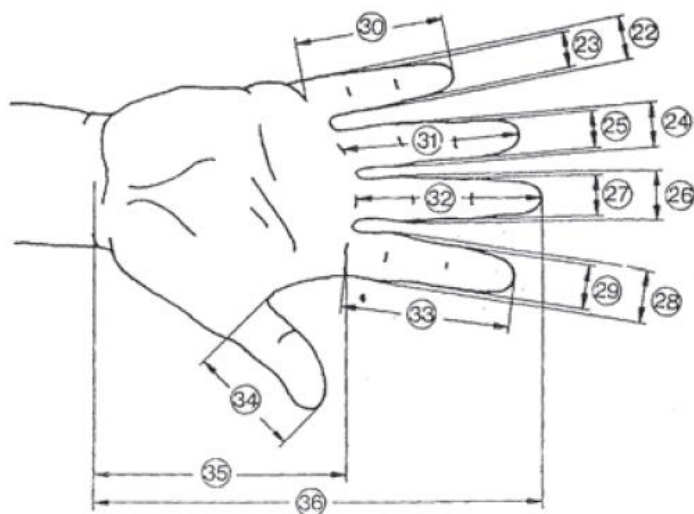


Figura 2.2 Medidas Antropométricas de la Mano según Norma DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 2.1

Medidas Antropométricas de la Mano según Norma DIN 33 402-2

	Percentiles		
	5%	50%	95%
22. ANCHO DEL MEÑIQUE EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	1,7	1,8
23. ANCHO DEL MEÑIQUE PRÓXIMO DE LA YEMA	1,4	1,5	1,7
24. ANCHO DEL DEDO ANULAR EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	2,0	2,1
25. ANCHO DEL DEDO ANULAR PRÓXIMO A LA YEMA	1,5	1,7	1,9
26. ANCHO DEL DEDO MAYOR EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3
27. ANCHO DEL DEDO MAYOR PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0
28. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3
29. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0
30. LARGO DEL DEDO MEÑIQUE	5,6	6,2	7,0
31. LARGO DEL DEDO ANULAR	7,0	7,7	8,6
32. LARGO DEL DEDO MAYOR	7,5	8,3	9,2
33. LARGO DEL DEDO ÍNDICE	6,8	7,5	8,3
34. LARGO DEL DEDO PULGAR	6,0	6,7	7,6
35. LARGO DE LA PALMA DE LA MANO	10,1	10,9	11,7
36. LARGO TOTAL DE LA MANO	17,0	18,6	20,1

Fuente: (Melo, 2009)



Figura 2.3 Medidas del grosor de la mano y pulgar según la Norma DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 2.2

Medidas en la articulación según Norma DIN 33 402-2

Dimensiones en cm	Percentil		
	Hombres		
	5%	50%	95%
37. ANCHO DEL DEDO PULGAR	2,0	2,3	2,5
38. GROSOR DE LA MANO	2,4	2,8	3,2

Fuente: (Melo, 2009)

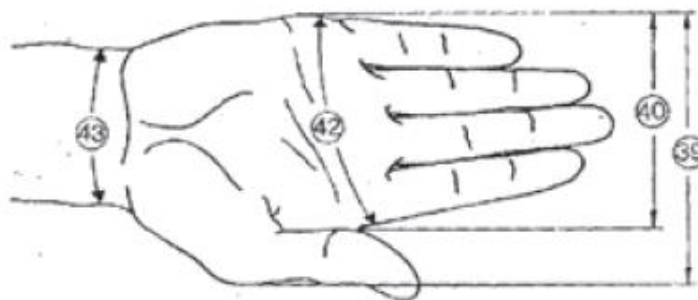


Figura 2.4 Medidas de ancho de la palma según Norma DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 2.3

Medidas expresadas en percentiles según Norma 33 402-2

Dimensiones en cm	Percentil		
	Hombres		
	5%	50%	95%
39. ANCHO DE LA MANO INCLUYENDO DEDO PULGAR	9,8	10,7	11,6
40. ANCHO DE LA MANO EXCLUYENDO DEDO PULGAR	7,8	8,5	9,3

CONTINÚA →

42. PERIMETRO DE LA MANO	19,5	21,0	22,9
43. PERIMETRO DE LA ARTICULACION DELA MUÑECA	16,1	17,6	18,9

**Fuente: (Melo, 2009)**

(Rouvière & Delmas, 2005) Expresan que cada dedo está constituido por 3 segmentos óseos designados, falanges proximal, media y distal, éstos son huesos largos y presentan un cuerpo y dos extremos; además de 3 articulaciones rotoides (MCP, PIP y DIP), como muestra la Figura 1.3 anteriormente descrita.

(Ventimiglia, 2012) Argumenta “Siendo que la mano humana consiste en 4 dedos similares y un pulgar, es lógico concluir que el diseño del dedo puede ser potencialmente replicado 4 veces”. Por lo que el diseño modelo del dedo índice que se describe a continuación, es la base para la réplica de los demás dedos.

De esta manera, se procede al modelado de la estructura mecánica de las partes constitutivas del dedo, considerando los componentes biológicos y su equivalencia mecánica y las medidas antropométricas utilizadas, mostradas en la Tabla 2.4 y Tabla 2.5 respectivamente.


**Tabla 2.4**  
**Componentes Biológicos y su equivalencia mecánica**

<b>Gesto Articular</b>	
<b>Perspectiva estructural</b>	<b>Perspectiva Funcional</b>
<b>Elementos Anatómicos</b>	<b>Elementos Mecánicos</b>
<b>Articulación</b>	<b>Junta Mecánica</b>
<b>Hueso (Segmento Corporal)</b>	<b>Palanca</b>
<b>Músculo</b>	<b>Motor</b>
<b>Tendón</b>	<b>Cable de Transmisión de Fuerzas</b>

**Fuente: (Arango, Nieto, Riaño, 2013)**

**Tabla 2.5**  
**Medidas de la mano**

<b>Falange</b>	<b>Dedo Índice (mm)</b>	<b>Dedo Medio (mm)</b>
<b>Distal</b>	24	24
<b>Media</b>	25	27

CONTINÚA 



<b>Proximal</b>	33	37
<b>Total</b>	82	88

## 2.1 Diseño de los dedos

La Figura 2.5 muestra el modelo de la falange proximal del dispositivo, éste es el primer elemento del dedo que se conecta con la palma mediante la articulación metacarpo falángica (MCP).



**Figura 2.5 Diseño de la Falange Proximal**

Según (Ventimiglia, 2012) en el estudio minucioso de la yema del dedo, se puede observar que la rotación de la articulación interfalángica distal (DIP) es relativamente mínima, por lo que se puede simplificar la estructura mecánica análoga de la falange distal y media, diseñándola como una sola pieza. La Figura 2.6 muestra el modelo de la falange media-distal.



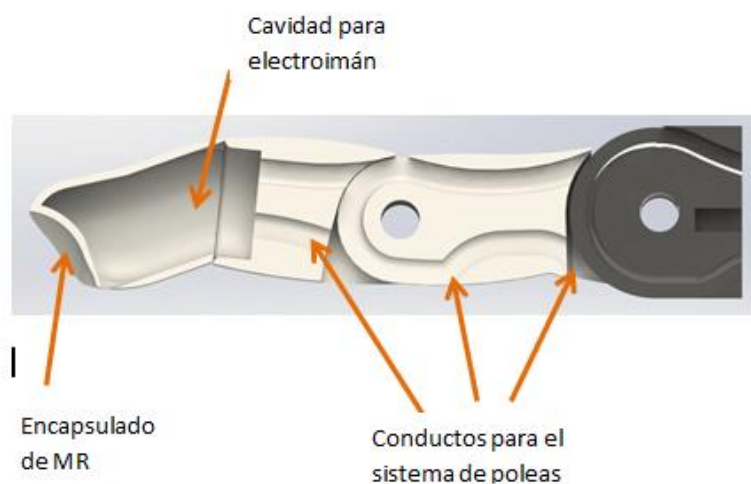
**Figura 2.6 Modelo de la Falange Media-Distal**

Tomando en cuenta las consideraciones antes mencionadas el modelo final del dedo queda definido como un mecanismo sub-actuado de 2 grados de libertad que se muestra en la Figura 2.7



**Figura 2.7 Diseño final del dedo**

El modelo del dedo cuenta con un sistema de transmisión por poleas integradas en cada articulación del dedo, como muestra la Figura 2.8, y cables tensores que permiten la flexión y extensión del mismo, mediante el movimiento de giro de un motor, brindándole así adaptabilidad al dispositivo protésico en la sujeción de objetos según (Massa, Carroza, & Dario, 2002).



**Figura 2.8 Sistema de Transmisión para los dedos**

Este dispositivo protésico cuenta además con un sistema de control de presión de ajuste, constituido por un grupo de yemas inteligentes que contienen encapsulados de

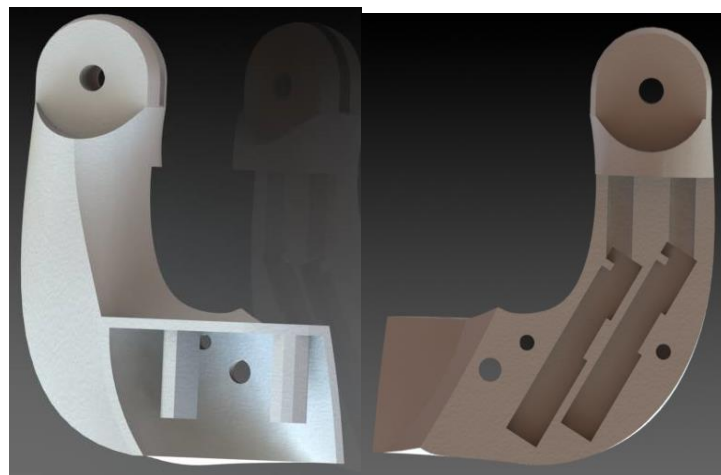
material MR, y sensores de fuerza dispuestos en los dedos. De esta manera, como se muestra en la Figura 2.8, la punta dedo está dispuesta para albergar un electroimán, el mismo que permitirá la variación de la viscosidad del material MR localizado en las yemas, mediante la inducción del campo electromagnético generado por el mismo.

## 2.2 Diseño del pulgar

Uno de los elementos importantes en la constitución de la mano humana es el dedo pulgar, debido a que junto con el dedo índice, forman el agente de pinza-dedos según (Rouvière & Delmas, 2005).

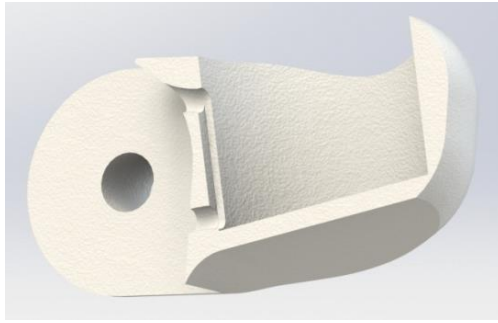
Para su diseño se consideró los parámetros descritos en Figura 2.2 y Tabla 2.1; además de que el pulgar solamente cuenta con una falange distal, una proximal y que la falange metacarpiana, mediante la articulación trapezometacarpiana permite el movimiento de oposición de este dedo.

Así, la Figura 2.9 muestra el modelo de la falange metacarpiana, considerando el movimiento de giro para oposición del pulgar.



**Figura 2.9 Falange Metacarpiana**

La falange distal y proximal del dedo pulgar, están diseñadas análogamente al modelo del dedo índice, incluyendo el sistema de control de presión ajuste. La Figura 2.10 y la Figura 2.11, muestran las falanges distal y proximal diseñadas.



**Figura 2.10 Falange distal del dedo pulgar**



**Figura 2.11 Falange proximal del dedo pulgar**

De esta manera, el diseño final del dedo pulgar posee 3 grados de libertad para su movimiento; 2 grados de libertad para los movimientos de flexión y extensión, y 1 para realizar la oposición, como se muestra en la Figura 2.12.

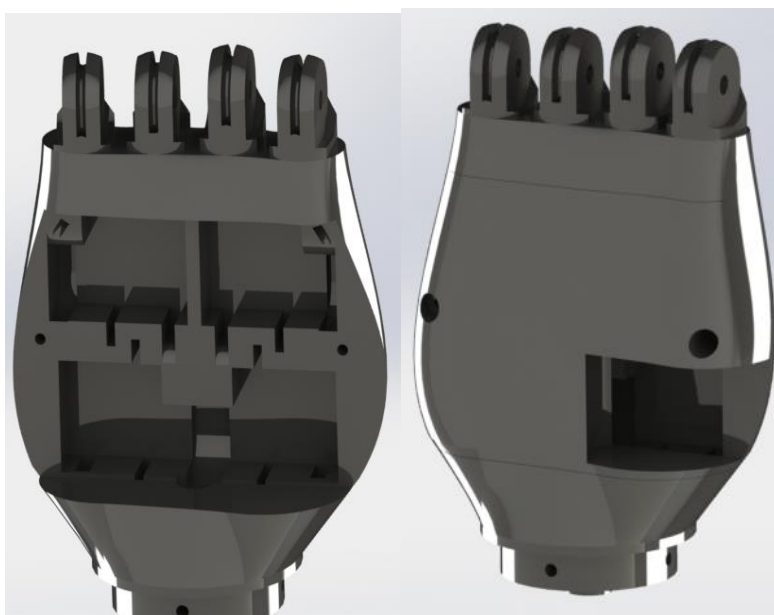


**Figura 2.12 Diseño final dedo pulgar**

La flexión y la extensión del pulgar serán producidas por actuadores inteligentes, éstos están compuestos con aleaciones con memoria de forma (SMA) y transmiten su fuerza mediante un sistema de tendones, como el que se muestra en la Figura 1.19 anteriormente descrita. Mientras que, el giro del pulgar será originado por la rotación de un servo motor localizado en la base del modelo que le permitirá la simulación de la oposición del pulgar.

### 2.3 Diseño de la palma

La palma se diseña con el objetivo de sostener a los dedos y brindar apoyo en la sujeción del objeto. Considerando la antropometría humana de la Norma DIN 33 402-2, mostrada en la Figura 2.4 y los datos de la Tabla 2.3, se realiza el modelado tridimensional de la palma, mostrado en la Figura 2.13, utilizando el software CAD mencionado anteriormente.



**Figura 2.13 Diseño final de la palma**

La palma cuenta con una tapa removible, la que permite el ensamblaje del pulgar en la misma y el mantenimiento de los actuadores que se encuentran en el interior.

El diseño completo de la mano se describe en la Figura 2.13 y la Tabla 2.6, así mismo se determina que las medidas explicadas en el diseño final se asemejan a las dadas por un 95% percentil de la Norma DIN 33 402-2.

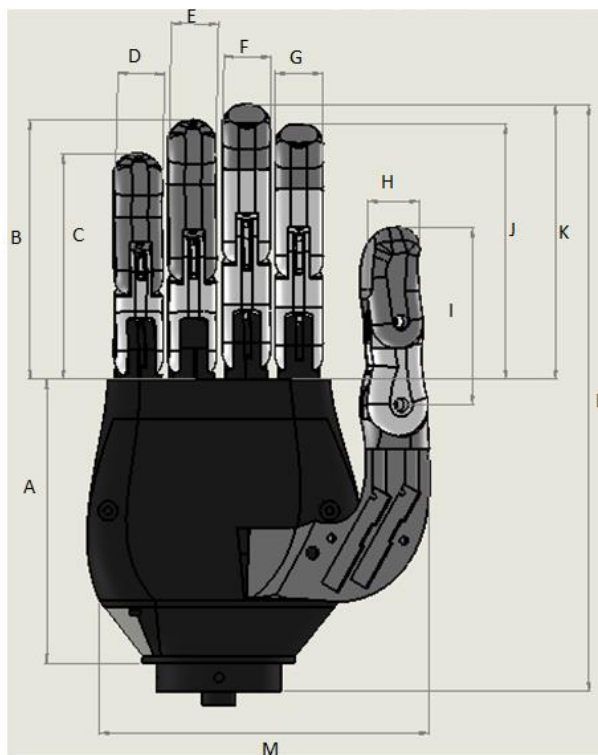


Figura 2.14 Medidas del modelo diseñado para la prótesis

Tabla 2.6

Detalle de las medidas del modelo diseñado para la prótesis

Letra	Descripción	Valor [cm]
A	Largo de la palma de la mano	10,25
B	Largo del dedo anular	9,35
C	Largo del dedo meñique	8,15
D	Ancho del dedo meñique	1,74
E	Ancho del dedo anular	1,69
F	Ancho del dedo medio	1,69
G	Ancho del dedo índice	1,7
H	Ancho del dedo pulgar	1,83
I	Largo del pulgar	6,41
J	Largo del índice	9,21
K	Largo del medio	9,91
L	Largo total de la mano	20,16

CONTINÚA →

<b>M</b>	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	11,84
----------	---	-------

## 2.4 Diseño de la interface con el usuario

Se diseñó la interface del dispositivo protésico con el usuario, basándose en las dimensiones de la Norma DIN 33 402-2, mostradas en la Figura 2.15 y en la Tabla 2.7, que muestran las principales dimensiones del cuerpo humano.

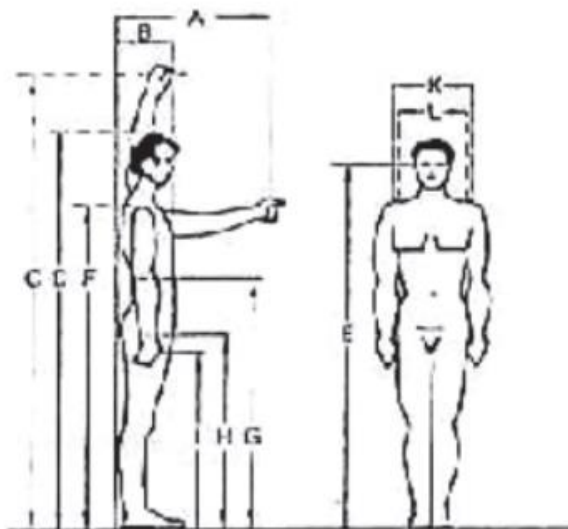



Figura 2.15 Dimensiones del cuerpo humano según Norma DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 2.7

### Medidas del antebrazo

Designación	Hombres		
	Valor límite inferior	Valor medio	Valor límite superior
<b>En posición erguida</b>			
A Alcance hacia adelante	662	722	787
B Profundidad del cuerpo parado	233	276	318
C Alcance hacia arriba	1910	2051	2210
D Estatura	1629	1733	1841
E Altura de los ojos parado	1509	1613	1721
F Altura de los Hombros	1349	1445	1542
G Altura de los codos desde el piso	1021	1096	1179
H Altura entre piernas	752	816	886

CONTINÚA 

I Altura de la mano	728	767	828
K Ancho de hombros entre acromios	367	398	428
L Ancho de la cadera	310	344	368

**Fuente: (Melo, 2009)**

De las medidas presentadas en la Tabla 2.7, se determina que el valor máximo que un brazo humano posee es de 293 mm, según la Norma DIN utilizada.

Considerando que ésta pieza, permite el alojamiento de los componentes electrónicos y el miembro distal del usuario, el extremo que estará en contacto con el mismo fue diseñado para lograr la adaptación ergonómica del dispositivo. Para lo cual, se procedió con el modelado tridimensional del miembro distal del usuario, utilizando las herramientas que proporciona el software SolidWorks para la elaboración de croquis en base a imágenes. Para esto, se elaboró un molde de yeso del miembro del usuario, con la finalidad de facilitar el proceso de diseño obviando la presencia del usuario. Después, se capturó 2 imágenes digitales del molde realizado, una frontal, una lateral; con las cuales se realiza el proceso de modelamiento tridimensional, mostrado en la Figura 2.16.



**Figura 2.16 Proceso de modelamiento tridimensional**

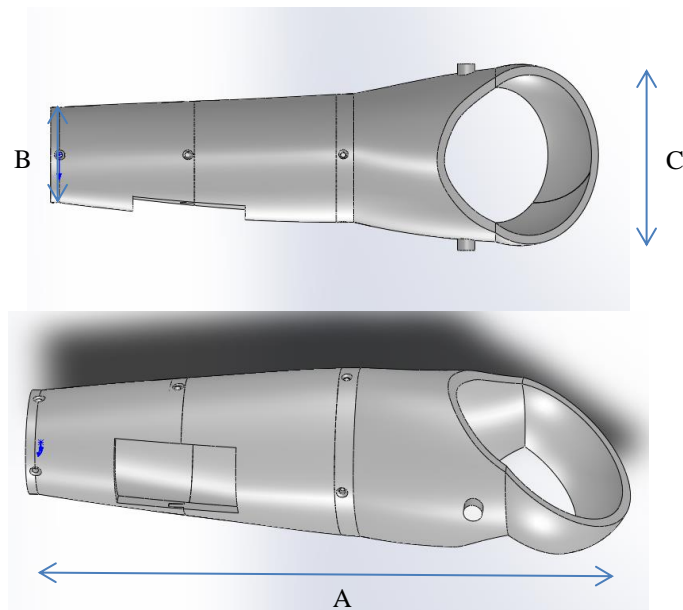


Éste proceso consiste en la elaboración de las siluetas definidas por el brazo, considerando la anatomía propia del miembro, y realizando una operación de recubrimiento utilizando estas curvas como guías, obteniendo el modelo mostrado en Figura 2.17.



**Figura 2.17 Modelo tridimensional del miembro distal del usuario**

Una vez obtenido el modelo descrito anteriormente, se procede con la elaboración de la interface con el usuario; para lo cual se considera, el valor máximo que posee un brazo humano, el análisis de la interface de la prótesis mecánica y la opinión que posee el usuario. De esta manera, se obtuvo el diseño del modelo de interface, mostrado en la Figura 2.18.



**Figura 2.18 Modelo de la interface del dispositivo**

**Tabla 2.8**

**Medidas de la interface del dispositivo**

<b>Letra</b>	<b>Descripción</b>	<b>Valor [cm]</b>
<b>A</b>	Largo del antebrazo	27,5
<b>B</b>	Ancho unión con la palma	5,5
<b>C</b>	Ancho de interfaz con el muñón	10

**2.5 Análisis estructural**

El análisis se efectúa mediante la utilización del de la herramienta de simulación de software SolidWorks; para lo cual se considera las distintas cargas a las que será sometido el dispositivo protésico en las diferentes condiciones de operación. (Quinayás , 2010) menciona que “para la fabricación de prótesis y manos robóticas se emplean materiales con muy buena resistencia a la ruptura, que sean livianos y que presenten bajo coeficiente de fricción al rozar con otras superficies”. Por lo que para la presente investigación se ha considerado el plástico ABS como material constitutivo de la prótesis, cuyas propiedades mecánicas se muestran en la Tabla 2.9.

Tabla 2.9

## Propiedades Mecánicas plástico ABS

<b>ABS (Poliacrilonitrilo butadieno estireno)</b>	
Alargamiento a la Rotura (%)	45
Coefficiente de Fricción	0,5
Módulo de Tracción [GPa]	2,1 – 2,4
Resistencia a la Tracción – Flexión [Mpa]	41 – 45
Resistencia al Impacto Izod [ ]	200 – 400
Absorción de Agua – en 24 horas (%)	0,3 – 0,7
Densidad [ ]	1,05
Limite elástico [Mpa]	38.8
Resistencia a los Ultra-violetas	Pobre

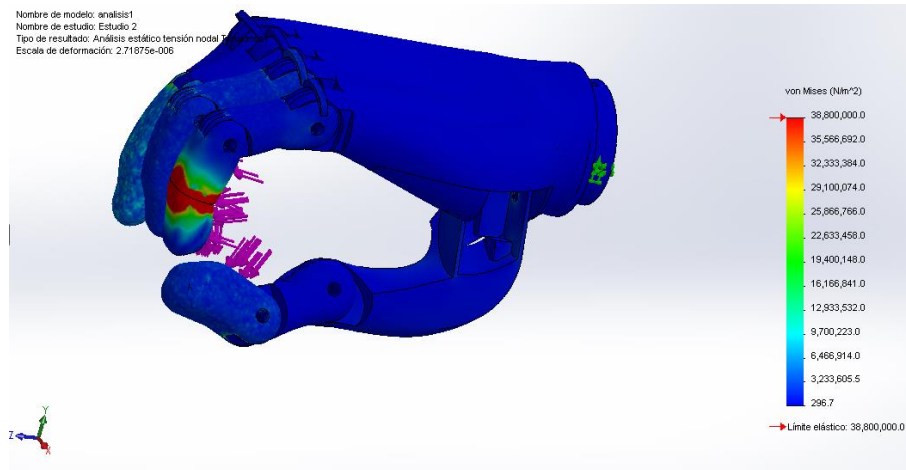
**Fuente: (Morillo & Portero, 2014)**

El análisis estático se realizará aplicando 3 cargas distintas al modelo, que según el estudio realizado por (Rico, 2011), “son las involucrados en los movimientos principales de prótesis y representan parámetros de diseño en cuanto a la carga que deben soportar”. Así, analizando la investigación realizada por (Quinayás, 2010), y el estudio de (Castillo, Duran, & Vargas, 2005), que detallan la carga máxima de operación de 0,5 Kg y 1 Kg, respectivamente; la carga estimada para el análisis del presente modelo es de 2 Kg. De ésta manera, se definen las diferentes condiciones de operaciones, teniendo así: 1) carga de presión de la mano; 2) fuerza ejercida con el codo flexionado a 90° y 3) fuerza ejercida con el codo extendido.

### 2.5.1 Análisis de Presión

El análisis de presión simula la acción de compresión de un objeto, por lo que se consideran las fuerzas normales a las superficies de contacto; en la Figura 2.19 se observa la distribución de esfuerzos obtenida mediante la teoría de fallas de Von

Mises, determinando que el esfuerzo máximo que se produce en el dispositivo es de 38 [MPa].



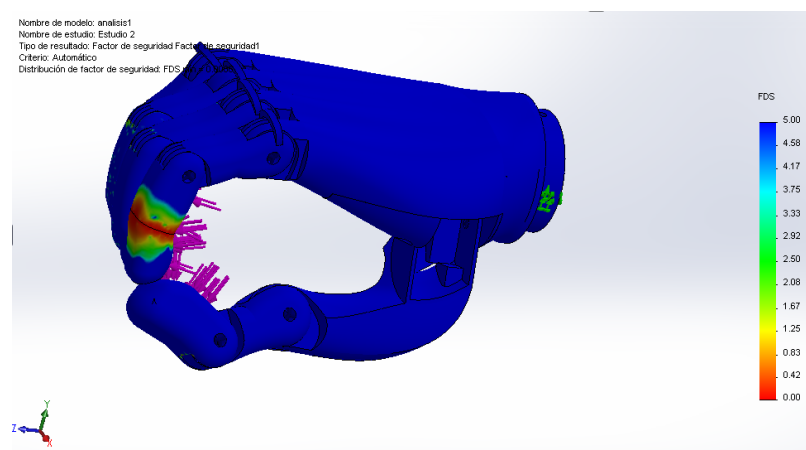
**Figura 2.19 Distribución de esfuerzos en la carga de prensión**

(Romero & Perez, 2007) recomiendan considerar un factor de seguridad de 2 para el análisis en prótesis de miembro superior, de esta manera para el presente dispositivo desarrollado se define el valor de factor de seguridad de 2.

Mediante análisis computacional se obtiene que el valor general de factor de seguridad es igual a 5, siendo este 2 veces mayor que el estimado. En la

Figura 2.20

se muestra el gráfico del factor de seguridad del dispositivo.



**Figura 2.20 Factor de Seguridad en Operación de Prensión**

### 2.5.2 Análisis de carga con el codo flexionado 90°

El análisis de carga con el codo flexionado 90°, representa la acción de levantar una carga verticalmente como por ejemplo levantar un vaso con agua; así, se determina las gráficas de la distribución de esfuerzos y el factor de seguridad, mostrados en la Figura 2.21 y Figura 2.22, respectivamente.

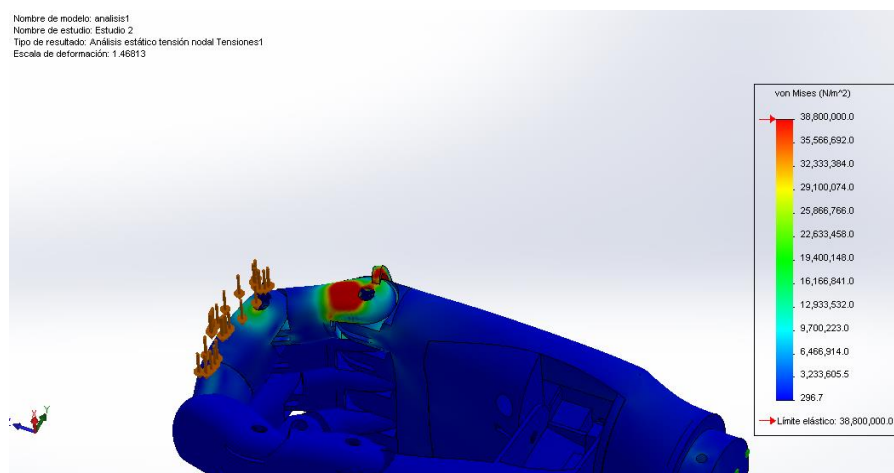


Figura 2.21 Distribución de Esfuerzos en Carga con el Codo Flexionado

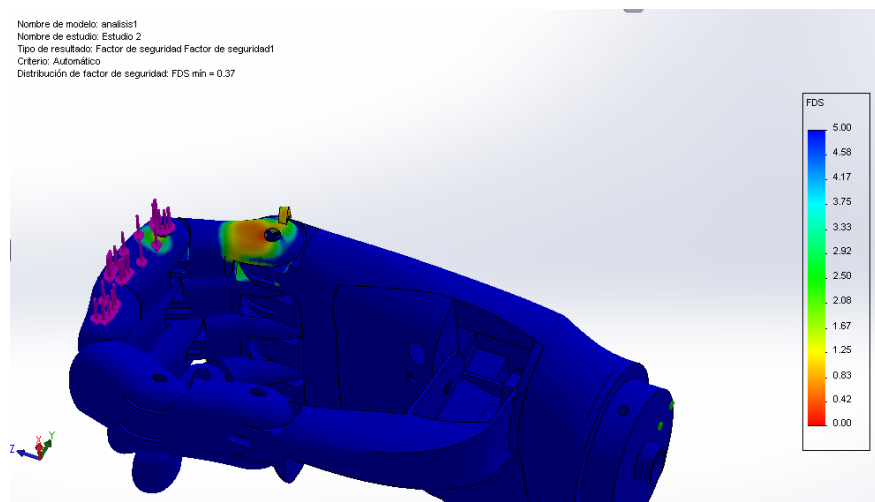
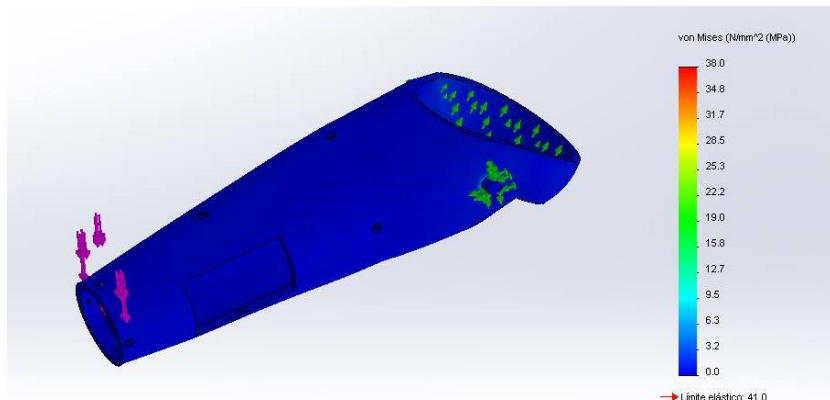
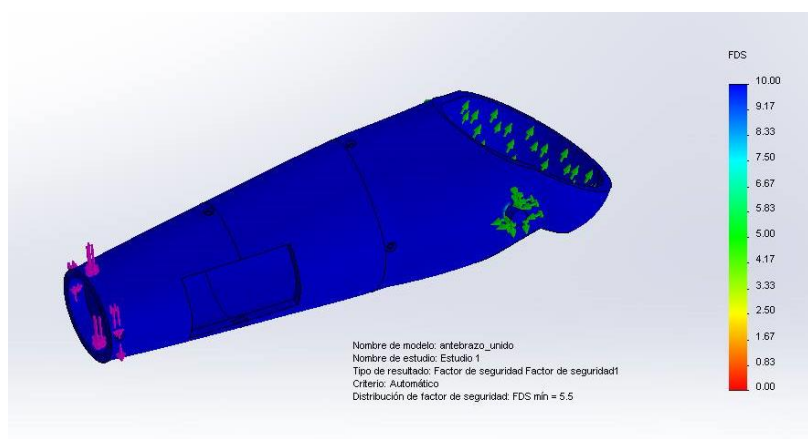


Figura 2.22 Factor de Seguridad

Además, se muestra la **Figura 2.23** y **Figura 2.24** que representan la distribución de esfuerzos y el factor de seguridad del antebrazo en la operación de carga a codo flexionado  $90^\circ$ ,



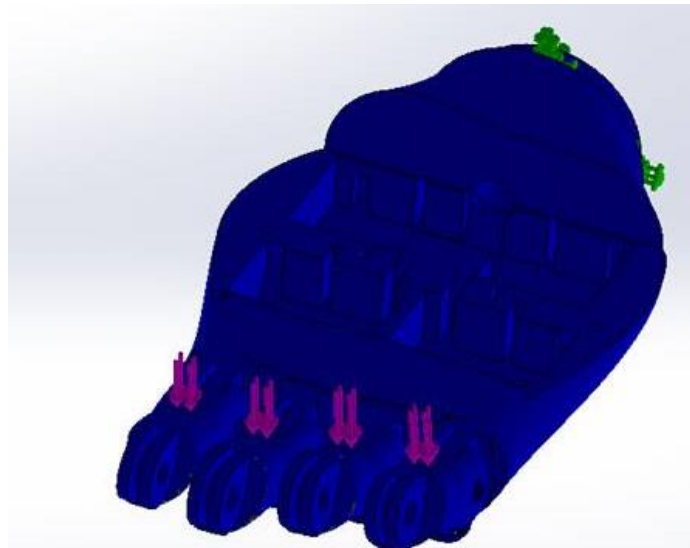
**Figura 2.23 Distribución de Esfuerzos con Codo Flexionado  $90^\circ$**



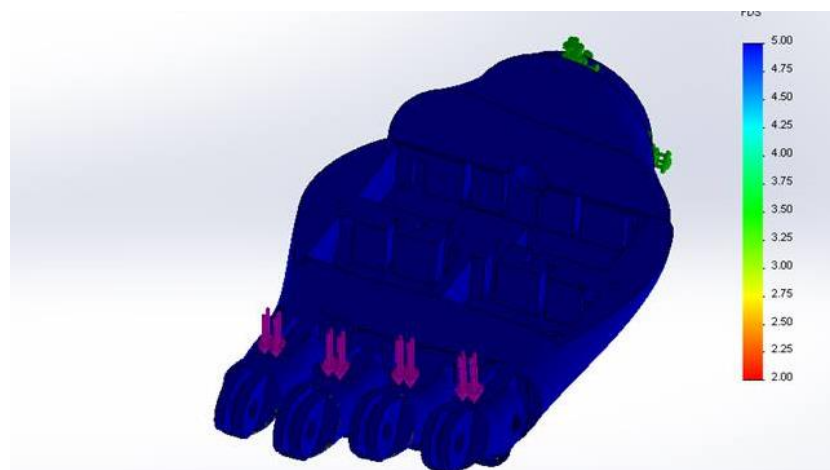
**Figura 2.24 Factor de Seguridad**

### 2.5.3 Análisis de carga con el codo extendido

Para finalizar se procede con el análisis de la carga con el codo extendido simulando las fuerzas en este sentido, de la misma manera la única parte débil en este análisis es la articulación interfalange distal en donde será ubicado un electroimán, en la **Figura 2.25** y **Figura 2.26** se observa lo detallado.

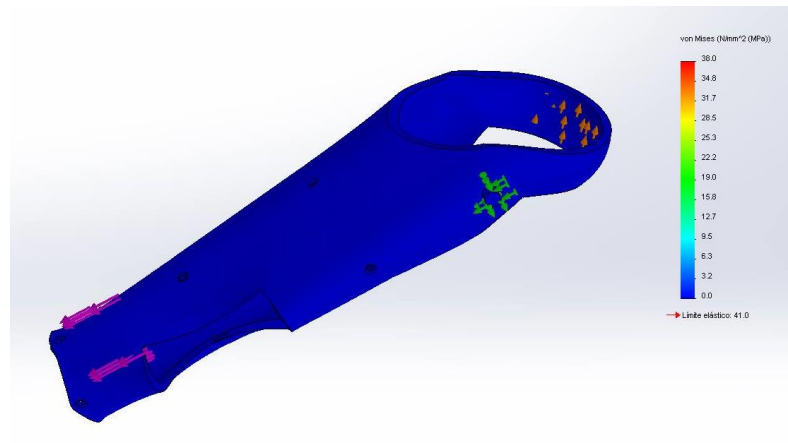


**Figura 2.25 Análisis De Esfuerzos**

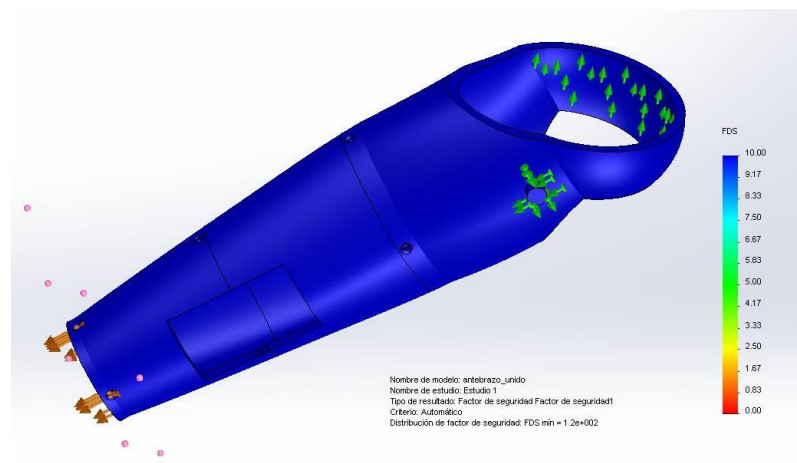


**Figura 2.26 Factor de Seguridad,**

Se procede de la misma manera para la validación estructural del antebrazo, considerando una sujeción de contacto deslizante en el área aproximada donde será colocado el miembro distal del usuario y una fija en los pines que se sujetan de los ojales del arnés. También, se posiciona la fuerza en la parte de la sujeción de la mano, con un valor de 20 N, definido anteriormente. El análisis descrito se observa en la Figura 2.27 y Figura 2.28, para la operación de carga con el codo extendido.



**Figura 2.27 Distribución de Esfuerzos con Codo extendido**



**Figura 2.28 Factor de Seguridad**

Una vez culminado el análisis computacional de las distintas condiciones de operación, se determina que el esfuerzo máximo producido en la prótesis, es menor al límite de resistencia a la tracción del ABS, que es de aproximadamente 45 [MPa]; y que el factor de seguridad mínimo obtenido es de 5; asegurando de esta manera la estructuralidad de la prótesis en funcionamiento.

## 2.6 Modelo geométrico

Según (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007) la cinemática estudia el movimiento con respecto a un eje de referencia, tomando en cuenta el desplazamiento espacial y la orientación del extremo final de en este caso la punta



del dedo con los valores que toman las coordenadas articulares. Para el presente proyecto la obtención del modelo cinemático directo se realizará a través de la matriz de parámetros Denavit – Hartenberg (DH).

### 2.6.1 Parámetros de denavit y hartenberg (dh)

Los parámetros DH dados están hechas para análisis en los diferentes eslabones dados del mecanismo generalmente conectados por articulaciones y con grados de libertad, (Saha, 2008) describe que aparecieron por primera vez en 1955 para representar una línea rígida que no es otra cosa que el eje de una articulación de par inferior. Los 4 parámetros dados por Denavit y Hartenberg se refieren a:

- 1) Rotación al redor de del eje  $Z_{i-1}$  un ángulo  $\theta$
- 2) Traslación a lo largo de  $Z_{i-1}$  una distancia  $d_i$  ; vector  $d_i (0,0, d_i )$
- 3) Traslación a lo largo de  $x_i$  una distancia  $a_i$  vector  $a_i (a_i,0,0)$
- 4) Rotación alrededor del eje  $x_i$  un ángulo  $\alpha_i$

La manera de resolución de parámetros DH está dado por el siguiente esquema explicado en el texto de (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007)

1. Numerar los eslabones: se numera con 0 a la base y desde el número 1 para el primer eslabón móvil, hasta n con el último eslabón móvil del sistema
2. Numerar las articulaciones: La “1” será el primer grado de libertad, y “n” el último grado dado.
3. Localizar el eje de cada articulación: Si es rotativa el eje de rotación será su propio eje, si es prismática será el eje a los largo del cual se produce el desplazamiento
4. Para ir de 0 a n-1 situar el eje z sobre el eje de la articulación i+1
5. Sistema de coordenadas 0: Situar el origen del sistema de la base (So) en cualquier punto del eje Z0. Los ejes X0 y Y0 se situaran de modo que formen un sistema dextrógiro con Z0
6. Resto de sistemas: Para el resto de sistemas i=1,...,N-1, colocar el punto origen en la intersección de  $Z_i$  con la normal común a  $Z_i$  y  $Z_{i+1}$ . En caso de cortarse los dos ejes Z, colocarlo en ese punto de corte. En caso de ser paralelos, colocarlo en algún punto de la articulación i+1.

7. Ejes X: Cada  $X_i$  va en la dirección de la normal común a  $Z_{i-1}$  y  $Z_i$ , en la dirección de  $Z_{i-1}$  hacia  $Z_i$ .
8. Ejes Y: Una vez situados los ejes Z y X, los Y tienen su direcciones determinadas por la restricción de formar un XYZ dextrógiro.
9. Sistema del extremo del robot: El n-ésimo sistema XYZ se coloca en el extremo del robot (herramienta), con su eje Z paralelo a  $Z_{n-1}$  y X e Y en cualquier dirección válida.
10. Ángulos teta: Cada  $\theta_i$  es el ángulo desde  $X_{i-1}$  hasta  $X_i$  girando alrededor de  $Z_i$ .
11. Distancias d: Cada  $d_i$  es la distancia desde el sistema **XYZ i-1** hasta la intersección de las normales común de  $Z_{i-1}$  hacia  $Z_i$ , a lo largo de  $Z_{i-1}$ .
12. Distancias a: Cada  $a_i$  es la longitud de dicha normal común.
13. Ángulos alfa: Ángulo que hay que rotar  $Z_{i-1}$  para llegar a  $Z_i$ , rotando alrededor de  $X_i$ .
14. Matrices individuales:

De este modo se tiene que

$${}^{i-1}A_i = Rotz(\theta_i)T(0,0,d_i)T(a_i,o,o)Rotx(\alpha_i)$$

Mediante el producto de matrices se obtiene

$$\begin{aligned} & {}^{i-1}A_i \\ &= \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & 0 \\ S\theta_i & C\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C\alpha_i & -S\alpha_i & 0 \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

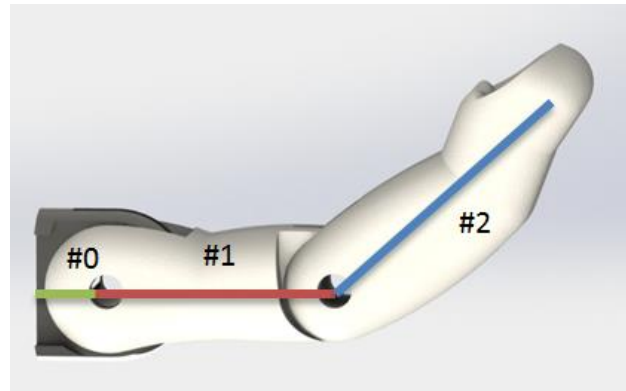
15. Matriz de transformación: que relaciona del sistema de la base con el del extremo del robot

$$T = {}^0A_1 * {}^1A_2 * \dots * {}^{n-1}A_n$$

Matriz T: define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base, en función de las n coordenadas.

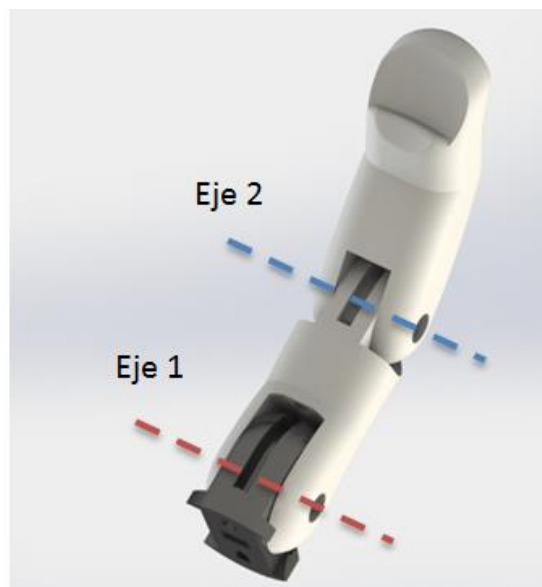
De acuerdo a lo explicado y según un ejemplo dado por (Torres, 2011), se procede a realizar el modelo DH para el sistema de movimiento del dedo índice, este análisis se podrá replicar a los diferentes dedos ya que en lo que diferencian uno del otro son en distancias entre falanges.

Paso 1. Numerando los eslabones, como se muestra la Figura 2.29.



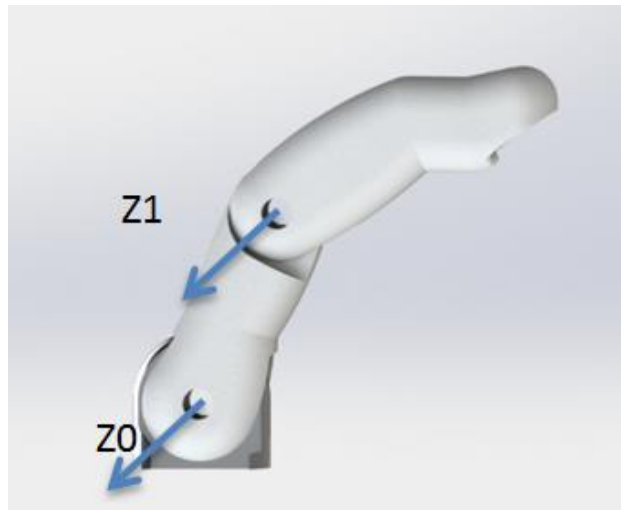
**Figura 2.29 Numeración de eslabones**

Paso 2. Numerar articulaciones, en este caso se dispone de dos grados de libertad dados en esta articulaciones, se observa en Figura 2.30.



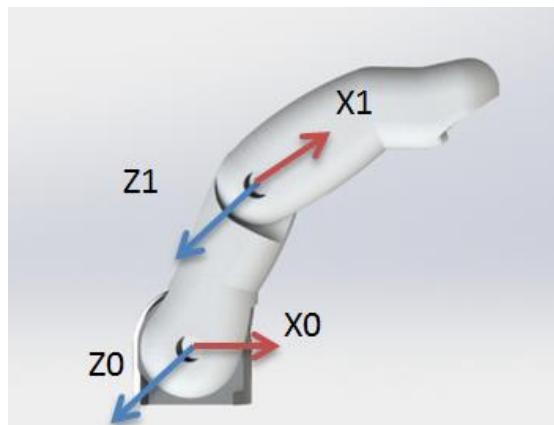
**Figura 2.30 Numeración de ejes**

Paso 3. Localizar el eje de cada articulación, como se puede apreciar en Figura 2.31



**Figura 2.31 Eje Z en cada articulación**

Paso del 4 al 6. Se procede a describir los ejes, visualizado en la Figura 2.32



**Figura 2.32 Ubicación de ejes X**

Paso 7. Análisis de ubicación de ejes Y, se puede observar en la Figura 2.33.

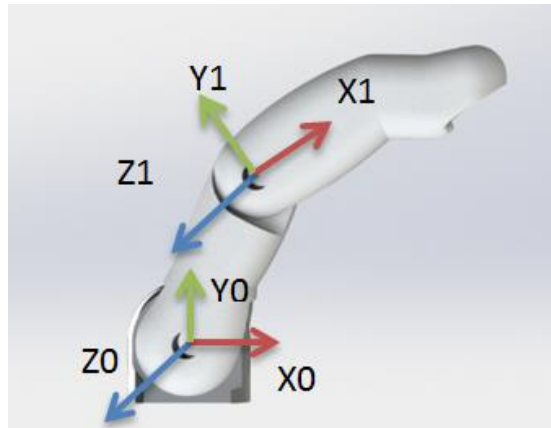


Figura 2.33 Ubicación ejes Y

Paso 8 a 12. Determinación de distancias, explicados en la Figura 2.34.

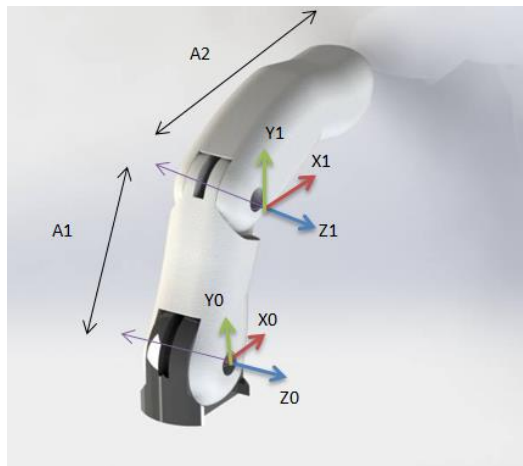


Figura 2.34 Dimensiones y ejes en análisis DH

En la Tabla 2.10 se detalla los valores de los siguientes parámetros

- $\theta_i$ , Ángulo de movilidad de cada articulación
- di**, Distancia de desfase de las articulaciones en el mismo eje de giro
- ai**, Distancia de separación entre articulaciones
- $\alpha_i$ , Ángulo de rotación de la articulación en su mismo eje

Tabla 2.10

## Obtención de parámetro DH para el dedo índice

Articulación i	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	$d_1=0$	$a_1$	0
2	$q_1$	$d_2=0$	$a_2$	0

$${}^0A_1 = R(z_0, \theta_1)D(z_0, d_1)D(x_1, a_1)R(x_2, \alpha_2)$$

$$= \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & a_1c\theta_1 \\ S\theta_1 & c\theta_1 & 0 & a_1s\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1A_2 = R(z_1, \theta_2)D(z_1, d_2)D(x_2, a_2)R(x_2, \alpha_2)$$

$$= \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & a_1c\theta_1 \\ S\theta_1 & c\theta_1 & 0 & a_1s\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^iA_{i-1} = R(x_i, -\alpha_i)D(x_i, -a_i)D(z_{i-1}, -d_i)R(z_{i-1}, -\theta_i)$$

$$= \begin{bmatrix} C\theta_i & S\theta_i & 0 & -a_i \\ -s\alpha_i s\theta_i & c\alpha_i c\theta_i & s\alpha_i & -d_i s\alpha_i \\ s\alpha_i S\theta_i & -s\alpha_i c\theta_i & c\alpha_i & -d_i c\alpha_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1A_0 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & -a_1 \\ -S\theta_1 & c\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^2A_1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & S\theta_2 & 0 & -a_2 \\ -S\theta_2 & c\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Después de la determinación de parámetros DH se procede a usar el software Matlab con el toolbox “Robotics” el cual es de la autoría del ingeniero Peter Corke, se puede descargar en el link [http://petercorke.com/Robotics\\_Toolbox.html](http://petercorke.com/Robotics_Toolbox.html), además de esto para una mejor comprensión de dicho programa se toma como referencia su libro (Corke, 2015), y la tesis de (Morillo & Portero, 2014). Antes de iniciar el análisis es necesario la ejecución del archivo “startup\_rvc”.

Para la obtención de la cadena cinemática del dedo, compuesto de dos eslabones móviles, demostrado anteriormente en Figura 2.34, se determina que existe:

- Rotación en  $q1$  alrededor del eje  $z1$ ,  $\rightarrow Rz(q1)$ .
- Traslación de una longitud  $L1$  respecto al eje  $x1 \rightarrow Ty(L1)$
- Rotación en  $q2$  alrededor de eje  $z2 \rightarrow Rz(q2)$
- Traslación de una longitud  $L2$  respecto al eje  $x2 \rightarrow Ty(L2)$
- Rotación en  $q3$  alrededor de eje  $z3 \rightarrow Rz(q3)$ .
- Traslación de una longitud  $L3$  respecto al eje  $x3 \rightarrow Ty(L3)'$

Estos dos últimos valores son considerados en este análisis por motivos de visualización en el programa Matlab ya que en el diseño propuesto la articulación #3 es fija.

Dados estos elementos que componen la cadena cinemática, se determina mediante las siguientes líneas de código:

```
>> s = 'Rz(q1).Ty(L1).Rz(q2).Ty(L2).Rz(q3).Ty(L3)'  
>> dh=DHFactor(s)  
>> dh.display
```

La función *DHFactor* interpreta las rotaciones y traslaciones ingresadas y los transforma a vectores, esto ayudara a sus próximos cálculos, *dh.display* visualiza lo ejecutado por *DHFactor*, observando lo siguiente:

```
>> DH(q1+90, 0, L1, 0).DH(q2, 0, L2, 0).DH(q3, 0, L3, 0).Rz(-90)
```

Introducir los valores de las longitudes del dedo índice en este caso, :  
L1=33mm; L2=25mm; L3=23mm, los valores deben ser ingresados en metros.

```
>> L1 = 0,033;  
>> L2= 0,025;  
>> L3=0,023;  
>> modelado=dh.command('dedo indice');  
>> índice=eval(modelado);  
>> índice.display
```

En esta sección de código se asigna un nombre para su ejecución conjuntamente con serial link, al desplegarlo se obtiene lo mostrado en Figura 2.35.

```

indice =

dedo indice (3 axis, RRR, stdDH)

+---+-----+-----+-----+-----+
| j |   theta |       d |       a |   alpha |
+---+-----+-----+-----+-----+
| 1 |     q1 |       0 |   0.033 |       0 |
| 2 |     q2 |       0 |   0.025 |       0 |
| 3 |     q3 |       0 |   0.023 |       0 |
+---+-----+-----+-----+-----+

grav =    0  base = 1  0  0  0  tool =    0  1  0  0
          0          0  1  0  0          -1  0  0  0
          9.81       0  0  1  0          0  0  1  0
                   0  0  0  1          0  0  0  1

```

**Figura 2.35 matriz obtenida en software matlab**

La función “Fkine” permite calcular la cinemática directa del robot y obtener los valores de la primera columna a la derecha, que son los valores del efector final con referencia al eje fijo, teniendo el caso de X(0), Y(0.0810), Z(0), obsérvese de mejor manera en Figura 2.36 .

```

>> fkine(indice, [0,0,0])

ans =

    1.0000         0         0    0.0000
         0    1.0000         0    0.0810
         0         0    1.0000         0
         0         0         0    1.0000

```

**Figura 2.36 Resultante función fkine**

Existe la posibilidad de una visualización más amigable de la cadena cinemática, para esto se describe el siguiente código:



```
>>indice.plot([0,0,0], 'nobase', 'noshadow', 'noname')
>>indice.teach('degrees')
```

Dicho código permite el desplazamiento de los ángulos, de una manera más interactiva del análisis cinemático del dedo índice y su envolvente y rangos de movimientos posibles dados por el control de los ejes  $q_1$  y  $q_2$ , obsérvese en Figura 2.37.

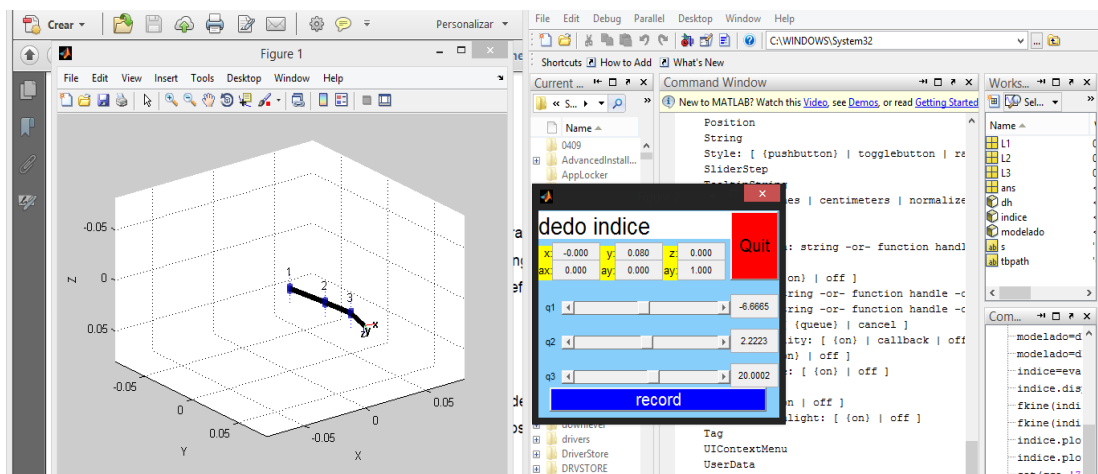


Figura 2.37 Modelo Cinemático

Se evalúa en la función “fkine” con una flexión de  $90^\circ$  para la falange media, la falange distal mantiene un ángulo de  $45^\circ$ , los resultados mostrados en la Figura 2.38 con el siguiente comando:

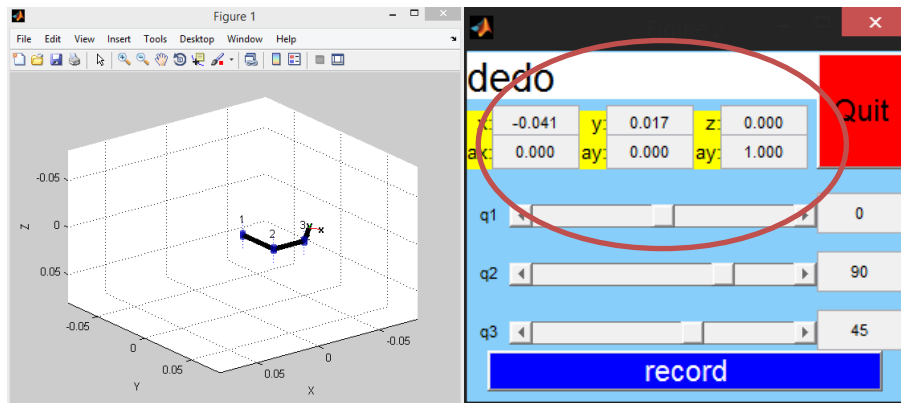
```
>>fkine(indice,[0,pi/2,pi/4])
```

```
ans =
```

-0.7071	-0.7071	0	-0.0413
0.7071	-0.7071	0	0.0167
0	0	1.0000	0
0	0	0	1.0000

Figura 2.38 Matriz obtenida mediante función fkine

Los valores en la columna derecha demuestran las posiciones en X,Y,Z respectivamente, al dibujarlo y mostrar la función “teach(degrees)” se comprueba los resultados dados en valores X,Y,Z tanto de la función “fkine”, como de la función “teach('degrees)’” son los mismos, Figura 2.39.



**Figura 2.39 Comprobación de resultados Cinemática**

## 2.7 Modelo dinámico

(Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007) Definen que “La dinámica se ocupa de la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se origina”.

(Saha, 2008) Determina que “el análisis dinámico de un robot proporciona todas las fuerzas y momentos de reacción que se necesitan para el diseño y la determinación de los tamaños de los eslabones y actuadores”.

Una nota a tener en cuenta es lo que se explica en el trabajo de (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007)

“Es importante hacer notar que el modelo dinámico completo de un robot debe incluir no solo la dinámica de sus elementos, sino también la propia de sus sistemas de transmisión de los actuadores y sus equipos electrónicos de mando. Estos elementos incorporan al modelo dinámico nuevas inercias, rozamientos, saturaciones de los circuitos electrónicos, etc. Aumentando aún más su complejidad.”

El modelo dinámico de un robot puede ser obtenido utilizando las diferentes formulaciones analíticas presentadas en el libro “Fundamentos de Robótica” de (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007), obteniendo el planteamiento del equilibrio de las fuerzas y pares que intervienen sobre el robot determinando el modelo dinámico que puede ser directo o inverso.

El modelo dinámico directo expresa las coordenadas articulares del robot en función de las fuerza y los pares; mientras que el modelo inverso determina los pares y fuerzas necesarias para conseguir la evolución de las coordenadas articulares.

Para la presente investigación, el modelo dinámico inverso será determinado mediante la formulación de Lagrange; permitiendo así, conocer el torque necesario en cada articulación del dedo.

### 2.7.1 Formulación de lagrange

La formulación de Lagrange es un planteamiento alternativo para la obtención del modelo dinámico, ésta se basa en consideraciones energéticas, por lo que es más sistemático y facilita enormemente la formulación de un modelo tan complejo como el de un robot

La formulación Lagrangiana establece que:

$$L = E_c + E_p \quad \text{Ec. 2.1}$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad \text{Ec. 2.2}$$

En donde:

L: Función Lagrangiana

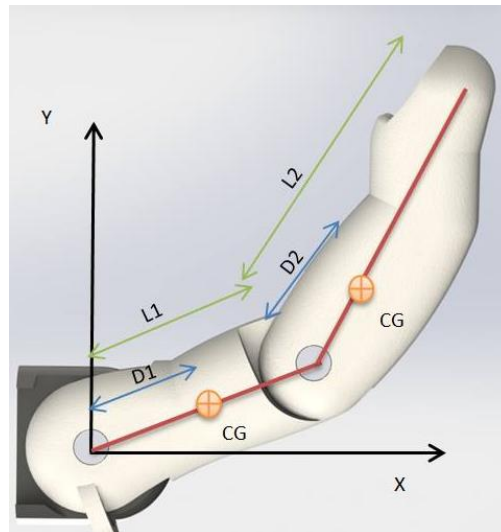
Ec: Energía Cinética

Ep: Energía Potencial

Qi: Coordenadas generalizadas (en este caso las articulares)

Ti: Fuerza o pares aplicados sobre el grado de libertad qi.

Para el presente caso del modelo del dedo, que muestra la Figura 2.40, se inicia considerando las coordenadas y las velocidades de los centros de masas de cada eslabón.



**Figura 2.40 Modelo del dedo con 2 grados de libertad**

Para el eslabón 1, las coordenadas se definen así

$$x_1 = d_1 * \cos(q_1)$$

$$y_1 = d_1 * \sin(q_1)$$

Y las velocidades se obtienen derivando las expresiones de x, y

$$\dot{x}_1 = -d_1 * \cos(q_1) * \dot{q}_1$$

$$\dot{y}_1 = d_1 * \sin(q_1) * \dot{q}_1$$

De donde

$$V_1^2 = \dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2$$

$$V_1^2 = d_1^2 * \dot{q}_1^2$$

De la misma manera, se procede para el eslabón 2

$$x_2 = l_1 * \cos(q_1) + d_2 * \cos(q_1 + q_2)$$

$$y_2 = l_1 * \sin(q_1) + d_2 * \sin(q_1 + q_2)$$

$$\dot{x}_2 = -(l_1 * \sin(q_1) + d_2 * \sin(q_1 + q_2)) * \dot{q}_1 - d_2 * \sin(q_1 + q_2) * \dot{q}_2$$

$$\dot{y}_2 = (l_1 * \cos(q_1) + d_2 * \cos(q_1 + q_2)) * \dot{q}_1 + d_2 * \cos(q_1 + q_2) * \dot{q}_2$$

$$V_2^2 = \dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2$$

$$V_2^2 = (l_2 + d_2^2 + 2 * l_1 * d_2 * \cos(q_2)) * \dot{q}_1^2 + d_2^2 * \dot{q}_2^2 + 2 * d_2 * (l_1 * \cos(q_2) + d_2) * \dot{q}_1 * \dot{q}_2$$

Una vez obtenidos estos parámetros se procede a formular la ecuación de la energía cinética del sistema, como se muestra a continuación:

$$E_c = \frac{1}{2} (m_1 * V_1^2 + m_2 * V_2^2) \quad \text{Ec. 2.3}$$

$$E_c = \frac{1}{2} [m_1 d_1^2 + m_2 * (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 \cos(q_2))] \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} (m_2 d_2^2) \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} [m_2 2d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2)] \dot{q}_1 \dot{q}_2$$

Además

$$E_p = g_1 (m_1 h_1 + m_2 h_2) \quad \text{Ec. 2.4}$$

$$E_p = g_1 (m_1 y_1 + m_2 y_2)$$

$$E_p = g (m_1 d_1 \sin(q_1) + m_2 l_1 \sin(q_1) + m_2 d_2 \sin(q_1 + q_2))$$

Donde la función Lagrangiana queda definida de la siguiente manera

$$L = \frac{1}{2} [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 \cos(q_2))] \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} (m_2 d_2^2) \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} [m_2 2d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2)] \dot{q}_1 \dot{q}_2 - g (m_1 d_1 \sin(q_1) + m_2 l_1 \sin(q_1) + m_2 d_2 \sin(q_1 + q_2))$$

Ec. 2.5

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 \cos(q_2))] \dot{q}_1 + m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2) \dot{q}_2$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} &= [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 \cos(q_2))] \ddot{q}_1 \\ &+ [-m_2 (2l_1 d_2 \sin(q_2) \dot{q}_2) \dot{q}_1] + m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2) \ddot{q}_2 \\ &+ [-m_2 d_2 l_1 \sin(q_2) \dot{q}_2] \dot{q}_2 \end{aligned}$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} = [m_2 d_2^2] \dot{q}_2 + [m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2)] \dot{q}_1$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = [m_2 d_2^2] \ddot{q}_2 + [m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2)] \ddot{q}_1 + [-m_2 d_2 l_1 \sin(q_1) \dot{q}_2] \dot{q}_1$$

$$\frac{\partial L}{\partial q_1} = -g[(m_1 d_1 + m_2 l_1) \cos(q_1) + m_2 d_2 \cos(q_1 + q_2)]$$

$$\frac{\partial L}{\partial q_2} = -[m_2 l_1 d_2 \sin(q_2)] \dot{q}_1^2 - [m_2 d_2 l_1 \dot{\sin}(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2] - g m_2 d_2 \cos(q_1 + q_2)$$

En donde la expresión de Lagrange que expresada de la siguiente manera

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad \text{Ec. 2.6}$$

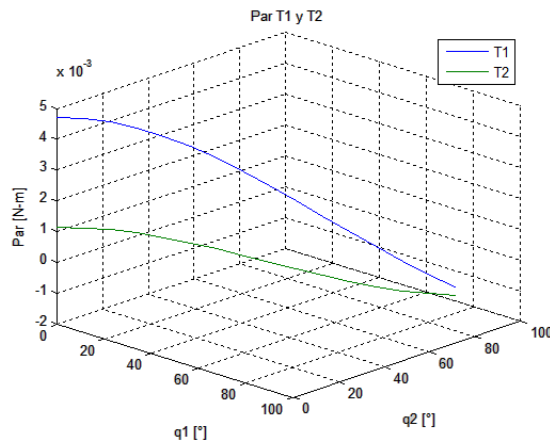
$$\begin{aligned} \tau_1 = & [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 \cos(q_2))] \ddot{q}_1 + [-m_2 (2l_1 d_2 \sin(q_2) \dot{q}_2) \dot{q}_1] \\ & + m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2) \ddot{q}_2 + [-m_2 d_2 l_1 \sin(q_2) \dot{q}_2] \dot{q}_2 \\ & + g[(m_1 d_1 + m_2 l_1) \cos(q_1) + m_2 d_2 \cos(q_1 + q_2)] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_2 = & [m_2 d_2^2] \ddot{q}_2 + [m_2 d_2 (l_1 \cos(q_2) + d_2)] \ddot{q}_1 - [m_2 d_2 l_1 \sin(q_1) \dot{q}_2] \dot{q}_1 \\ & + [m_2 l_1 d_2 \sin(q_2)] \dot{q}_1^2 + [m_2 d_2 l_1 \dot{\sin}(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2] \\ & + g m_2 d_2 \cos(q_1 + q_2) \end{aligned}$$

De esta manera se obtiene la solución analítica del modelo dinámico del dedo diseñado.

Sin embargo para, la verificación del modelo y obtención de los valores de los pares en cada articulación del dedo, se implementa un algoritmo computacional en el software Matlab®.

La Figura 2.41 muestra la gráfica obtenida a través del algoritmo computacional, presentando los pares necesarios en cada articulación del dedo para vencer la gravedad y producir movimiento.



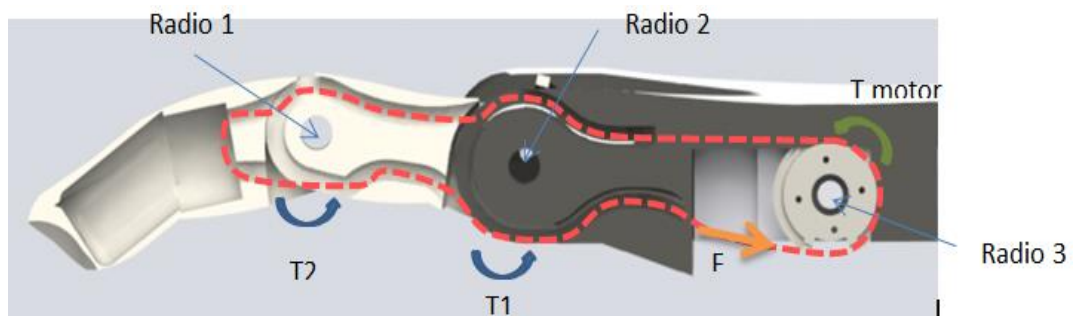
**Figura 2.41 Torque necesario para vencer la gravedad**

De esta manera se determina que el torque mínimo necesario en cada articulación es:

$$\tau_1 = 0.0047 [N.m]$$

$$\tau_2 = 0.0011 [N.m]$$

Estos valores son utilizados para el dimensionamiento del torque del motor; considerando el diagrama de la Figura 2.42 que detalla la ubicación de los torques calculados (T1 y T2), el torque del motor requerido, la fuerza que ejerce el cable tensor y la ubicación de los diferentes radios que forman el mecanismo de transmisión de movimiento.



**Figura 2.42 Diagrama del mecanismo del dedo**

Considerando las condiciones de operación a las que se sometió el dispositivo, para validar el análisis estructural del mismo; se determina analíticamente los torques necesarios para realizar el levantamiento de carga y carga de prensión.

De esta manera, tomando en cuenta el valor utilizado para el análisis estructural se determina que el agarre de presión, los valores son:

$$\tau_1 = 0.2843 [N.m]$$

$$\tau_2 = 0.1189 [N.m]$$

Estos valores expresados en Kg-cm, son:

$$\tau_1 = 2.90 [Kg.cm]$$

$$\tau_2 = 1.21 [Kg.cm]$$

Y los radios de las poleas utilizadas en este mecanismo y visualizadas en la Figura 2.42 anteriormente descrita, son:

Radio 1 ubicada en articulación interfalange proximal: 5,25 mm

Radio 2 ubicada en articulación metacarpofalangeal: 7,75 mm

Radio 3 polea insertada en el eje del motor: 7,15 mm

De donde se determina la fuerza que recorre por el cable tensor, mediante la división entre el torque y el radio de giro:

$$F = \frac{2,9[Kg.cm]}{0,775[cm]}$$

$$F = 3,74 Kg$$

Éste valor se multiplica por el radio de la polea ubicada en el eje del motor y así se puede obtener el torque que necesita el motor:

$$T = 3,74kg * 0,715 cm$$

$$T = 2,67 kg.cm$$

El mismo análisis se realiza simulando la tarea de levantamiento de carga, en la cual la falange proximal se carga con un peso de 500 gr, valor utilizado en el análisis estático. Determinando que los torques son:

$$\tau_1 = 0.2612 [N.m]$$



$$\tau_2 = 0.00011442[N. m]$$

Expresando los valores en unidades Kg.cm

$$\tau_1 = 2,66 [Kg. cm]$$

$$\tau_2 = 0,0011 [Kg. cm]$$

De la misma manera se divide el torque mayor a mover, entre el radio del elemento en el cual se realiza el eje de giro:

$$F = \frac{2,66[Kg. cm]}{0,775[cm]}$$

$$F = 3,43 Kg$$

Se multiplica la fuerza obtenida con el radio de la polea sujeta al eje de motor, obteniendo lo siguiente:

$$T = 3,43kg * 0,715 cm$$

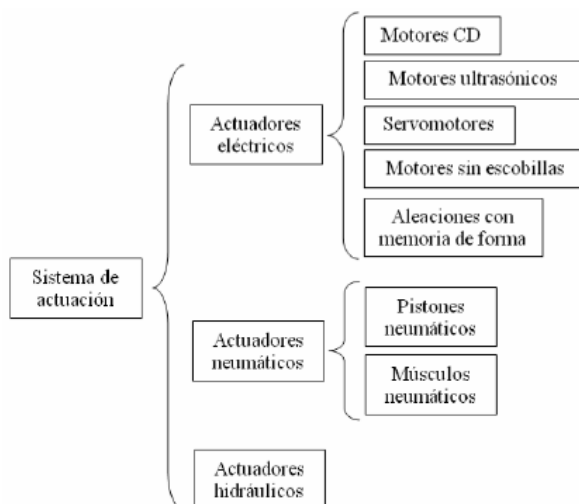
$$T = 2,45 kg. cm$$

Así, se define que el torque necesario para seleccionar el motor debe ser mínimo de 2,67 [Kg.cm], siendo el determinado en el análisis de presión.

## 2.8 Selección

### 2.8.1 Actuadores

(Dorador & Díaz, 2009), Mencionan que los sistemas de actuación utilizados en prótesis de mano están compuestos de elementos encargados de producir la potencia mecánica del dispositivo, llamados actuadores. Existen 3 tipos de actuadores, que se muestran en la Figura 2.43; estos sistemas se diferencian por su principio de funcionamiento y factores como su tamaño, peso, energía necesaria.



**Figura 2.43 Tipos de actuadores**

**Fuente: (Dorador & Díaz, 2009)**

Sin embargo para el presente proyecto se utilizarán actuadores eléctricos, específicamente servomotores; que según (Dorador & Díaz, 2009) son sistemas altamente eficientes, con gran disponibilidad y de fácil manejo.

#### **a) Servomotores**

El uso de servomotores se considera debido a sus características inherentes como: alto torque, alta eficiencia, tamaño compacto y control de posición del eje de giro mediante una señal PWM. Para realizar el movimiento de flexión y extensión de los dedos, se analiza el uso de tres tipos de motores que se puede encontrar en el mercado, el Power HD mini Servo 1160A, Goteck mini high-Speed Digital Servo GS-D9257, Power HD mini High-Speed Digital Servo 3688HB, se presentan las características técnicas en la Tabla 2.11.

Tabla 2.11

## Características Técnicas opciones de actuador.



Ord	Nombre	Power HD mini Servo 1160A	Tower Pro Sg92r	Servo 3688HB
1	Velocidad sin carga	0.12 sec/60°	0,10 sec/60°	0,08 sec/60°
2	Corriente sin carga	160 mA	200 mA	220 mA
3	Torque	2.7 Kg-cm	2,6 kg-cm	2,5 kg-cm
4	Corriente a rotor bloqueado	680 mA	700 mA	1300 mA

Una vez analizado algunos posibles servomotores que se pueden usar en el modelo se toma en cuenta el torque y la corriente que consume, según los cálculos detallados anteriormente se necesita una carga de 2,45 Kg-cm, y el menor consumo de corriente, de esta manera se necesitara menos baterías y a la vez se asegurara una mejor autonomía del dispositivo Tower Pro Sg92r cumple con el torque necesario para las cargas que soportara el dispositivo así mismo la corriente más baja de consumo en consideración a la Tabla 2.11.

Mientras que, para el movimiento de oposición del pulgar se toma en consideración el Power HD Sub-Micro Servo HD-1440A, Feetech Fs90r micro continuous rotation servo y micro servo Gs90, su comparación técnica en la Tabla 2.12.

Tabla 2.12

## Características Técnicas motor para el pulgar



Ord	Nombre	Servo HD-1440A	Feetech Fs90r	Micro-Servo GS90
1	Velocidad sin carga	0,10 sec/60°	0,07sec/60°	0,1 sec/60°
2	Corriente sin carga	110 mA	200 mA	110 mA
3	Torque	1 kg-cm	18 oz-in	1,8 kg-cm
4	Corriente a rotor bloqueado	320 mA	600 mA	400 mA

Para la adaptación del movimiento en el dedo pulgar, será necesario un servomotor de un torque alto pero siempre y cuando cumpla con requisitos de tamaño, como es el caso, Micro.Servo Gs90 además de ser el único disponible comercialmente en Ecuador de los tomados en consideración en la Tabla 2.12

## b) Electroimanes

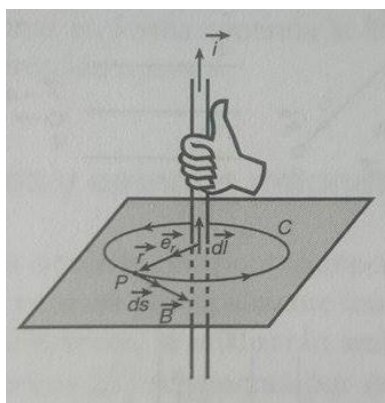
Los electroimanes son dispositivos que consisten en una bobina de alambre envuelta, que genera un campo magnético, el cual es producido por la cantidad de corriente eléctrica que circula través del conductor. (Cetinkunt, 2007) menciona que “el campo magnético debido al flujo de corriente a través de un conductor de

cualquier forma en circuito eléctrico se puede determinar por medio de la Ley Biot-Savart”

En la ley de Biot-Savart, mostrada en la Figura 2.44, se estipula que la densidad de flujo magnético  $B$ , generado por una corriente en un alambre largo en un punto  $P$  a una distancia  $r$  desde el alambre es:

$$d\vec{B} = \frac{\mu \cdot i \cdot d\vec{l} \times \vec{e}_r}{4\pi r^2} \quad \text{Ec. 2.7}$$

Donde  $\mu$  es la permeabilidad del medio alrededor del conductor, y  $\vec{e}_r$  es el vector unitario de  $\vec{r}$ .



**Figura 2.44 Campo magnético alrededor de un conductor**

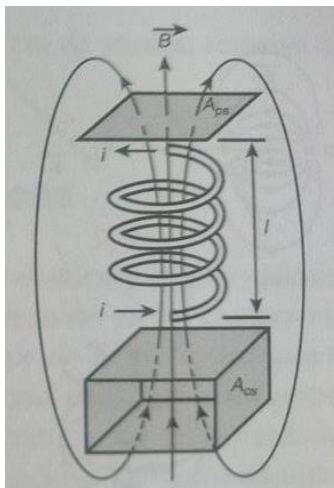
**Fuente: (Cetinkunt, 2007)**

De esta manera el campo magnético dentro de una bobina, mostrada en la Figura 2.45, queda definido por la siguiente expresión:

$$B = \frac{\mu_0 \cdot N \cdot i}{l} \quad \text{Ec. 2.8}$$

Dónde:  $N$  es el número de espiras,  $l$  es la longitud de la bobina y  $\mu_0$  es la permeabilidad del espacio libre igual a  $4\pi \cdot 10^{-7}$ .

(Cetinkunt, 2007) Indica que el campo magnético dentro del solenoide es uniforme y el medio dentro de éste es el espacio libre. Así, si el medio es diferente al aire la densidad de flujo magnético desarrollada es mayor.



**Figura 2.45 Campo magnético dentro de una bobina**

Para la selección del electroimán se considera las mediciones mostradas en el ANEXO B, Medición campo magnético, en las cuales se determina que un imán de Neodimio produce una densidad de flujo  $B=0.050$  [T], siendo ésta la suficiente para saturar el fluido MR cambiando sus propiedades reológicas. De esta manera se considera este valor como el máximo necesario para controlar al material inteligente.

Por lo que se desarrolla un algoritmo computacional, mostrado en el ANEXO C, Calculo de Electroimanes, que permite determinar los parámetros necesarios para la construcción de un electroimán. La Tabla 2.13 muestra los parámetros a considerar y la

Tabla 2.14 los datos obtenidos.

**Tabla 2.13**

**Datos de entrada considerados para el cálculo de electroimanes**

Ord	Descripción	Valor
1	Longitud	22 mm
2	Densidad de flujo	500 gauss
3	Diámetro final	12 mm
4	Diámetro del núcleo	5 mm
5	# AGW de cable	# 35

Tabla 2.14

Datos obtenidos en el cálculo de electroimanes

Ord	Descripción	Valor
1	Numero de vueltas	2000 vueltas
2	Voltaje	20,25 V
3	Resistencia	46,27 ohm
4	Amperaje	0,437 A
5	Fuerza	0,109 N

El electroimán usado para el dedo pulgar será de la marca comercial Sucking Disc Solenoid Electromagnet, se enlistan en la Tabla 2.15 los diferentes modelos a considerar para la adaptación de dicho electroimán al dedo.

Tabla 2.15

Característica Técnicas Electroimanes comerciales



Ord	Descripción	ZYE1-P20/15	ZYE1 -P25/20
1	Diámetro	20 mm	25 mm
2	Longitud	15 mm	20 mm
3	Potencia	3W	4 W
4	Voltaje	12V	12 V
5	Peso	15 gr	50 gr
6	Fuerza de sujeción	25N	50 N

Fuente: <http://www.cn-zye.com/eng/products.asp?cataid=348&aid=347>

El electroimán con mejores prestaciones, y mayor fuerza es el ZYE1 –P25/20, pero al ser de un diámetro superior al posible adaptable en el modelo, se procede a la elección del ZYE1-P20/15 con una fuerza de 25 N necesarias para cambiar las propiedades magnetoreológicas del material adaptado en la yema del dedo pulgar.

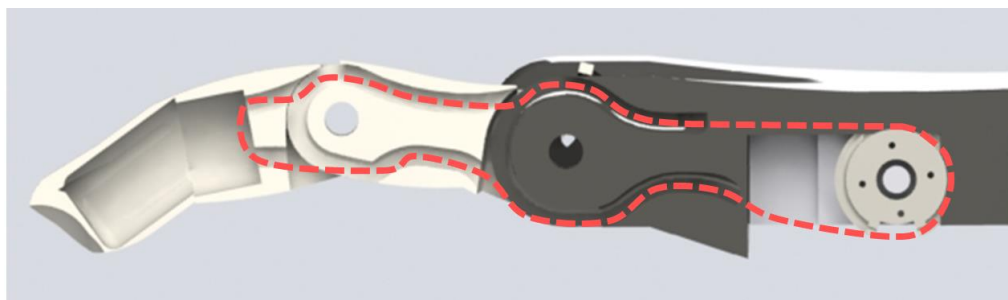
### 2.8.2 Sistemas de transmisión de movimiento

(Quinayás, 2010), Señala que “para la transmisión de movimientos en las articulaciones de manos robóticas y prótesis de mano normalmente se utilizan mecanismos que permitan flexionar o tensionar las falanges.” (Dorador & Díaz, 2009) mencionan que los mecanismos ampliamente utilizados para lograr el movimiento de flexión y extensión de los dedos es el mecanismo de cables y poleas.

#### a) Transmisión por Poleas

Sistema, también denominado transmisión por tendones según (Massa, Carroza, & Dario, 2002), en el cual las poleas se ubican en las articulaciones, y sobre éstas pasa el cable tensor que se encuentra fijado por uno de sus extremos a una de las falanges, y por el otro a un sistema de actuación.

(Dorador & Díaz, 2009) Hacen referencia a algunos proyectos los cuales optan por usar un solo cable para lograr la flexión del dedo, conectado a la falange distal, formando así un mecanismo sub actuado. La Figura 2.46 muestra el sistema de transmisión implementado en presente dispositivo protésico.



**Figura 2.46 Mecanismo de transmisión mediante poleas**

El cable que será usado para tensar las poleas debe cumplir con ciertas características como lo son:



- Fácil manipulación, es decir que no sea demasiado rígido y se adapte a las curvas del modelo
- Bajo coeficiente de fricción, para mejorar el deslizamiento en el mecanismo y además para que no dañe los conductos por donde circula dicho cable
- Resistencia mínima de 4 Kg fuerza, ya que esa es la fuerza calculada que recorrerá por el cable.

El cable que cumple todas las características y es de una relativa facilidad de adquisición es el cable nylon, en la Tabla 2.16 se describe diferentes modelos basados en parámetros de diámetro y resistencia.

**Tabla 2.16**

**Características de cable de nylon**

<b>Ord</b>	<b>Descripción</b>	<b>Diámetro mm</b>	<b>Resistencia. Kg</b>
<b>1</b>	Nylon Araty 030 caja x 20	0,30	5,3
<b>2</b>	Nylon Araty 070 caja x 10	0,7	25
<b>3</b>	Nylon Araty 090 caja x 10	0,9	38,6
<b>4</b>	Nylon Araty 1.00 caja x 10	1	45

El cable con un diámetro de 0,30 mm tiene la resistencia suficiente para resistir la tensión necesaria inducida en dicho cable, pero pese a que es muy delgado, generará problemas al momento de su implementación, por lo tanto se selecciona el cable con un diámetro de 0,7 mm y una resistencia de 25 Kg.

### **2.8.3 Sensores**

(Carrozza & Vecchi, 2003) Afirman que el sistema sensorial artificial es el núcleo del sistema de control de un dispositivo protésico; este sistema genera las señales de entrada necesarias en la etapa de sujeción, proporcionando información acerca del medio exterior, permitiendo un control autónomo en el agarre sin requerir la atención del usuario.

Un sensor se define como un dispositivo que puede medir el cambio en la magnitud de una variable.

#### a) Sensor mioeléctrico

Permite la lectura de movimientos musculares dando una señal con la que se puede adaptar mediante programación y la práctica previa del usuario, la información proporcionada es una señal analógica dada por el músculo en acción, además de tener otra señal de un músculo referencial para una mejor lectura, la desventaja de este sensor es ubicar la correcta sectorización del músculo, dependiendo del paciente, además de tener una superficie limpia de la piel donde se adicionara la almohadilla lectora de señales, en la Figura 2.47 se puede observar el sensor mioeléctrico junto a su tarjeta amplificadora de señal.



**Figura 2.47 Tarjeta de sensor mioeléctrico ecg/emg shield**

**Fuente: <http://exandounamano.com/desarrollo/>**

#### b) Sensores de presión resistivos

El sensor resistivo óptimo para el control de la presión es el Force-Sensing Resistor 0.2" Diameter Circle mostrado en la Figura 2.48, dicho diámetro puede ser adaptado sin problemas en los dedos más delgados como lo es el dedo índice y medio; el sensor tiene un grosor mínimo lo que permite acortar la distancia entre el electroimán y la encapsulado de material magnetoreológico, su rango de medición es de 0.2 N hasta 20 N.



**Figura 2.48 Sensor de presión**

**Fuente:** <https://www.pololu.com/product/1695>

## **2.8.4 Material inteligente**

### **a) Actuador Lineal compuesto de nitinol**

(Dorador J. M., Robótica y Prótesis Inteligentes, 2004) Indica que estas aleaciones inteligentes constituyen un grupo de materiales metálicos capaces de recobrar su longitud o forma previa, cuando se encuentran sometidos a una carga térmica apropiada.

El uso de material inteligente con memoria de forma llamada Nitinol, permitirá la flexión y extensión del dedo pulgar; sin embargo, considerando la carga térmica que se debe producir para generar la contracción de material inteligente y la temperatura de ablandamiento del plástico ABS.

(Dorador J. M., 2004) Comenta que en el uso de alambre muscular Nitinol, se consume altas corrientes generando disipación de calor en el cable, lo que produciría daños en la estructura mecánica del dispositivo; por tal motivo se procedió a seleccionar un compuesto de Nitinol aislado, el cual evita el contacto del alambre muscular con la superficie de la prótesis.

Así, se seleccionó el actuador lineal Muscle Wire Actuator –NM706-Super Nanomuscle, mostrado en la Figura 2.49, los datos técnicos se detalla en la Tabla 2.17, en donde se especifica una fuerza de repulsión máxima de 70 gr, permitiendo el movimiento del dedo pulgar.

Tabla 2.17

## Características técnicas actuador lineal

Ord	Descripción	Valor
1	Voltaje	3.5 V
2	Corriente	410 mA
3	Peso	1.1 gr
4	Peso posible de carga	70 gr
5	Distancia de movimiento del Actuador	4.0 mm

Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/8782>

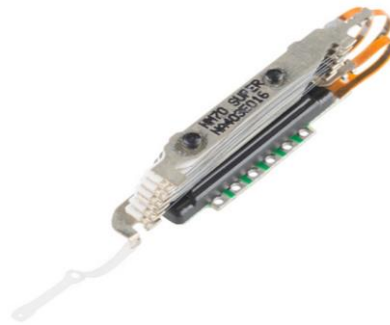


Figura 2.49 Actuador lineal compuesto de nitinol

Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/8782>

### b) Material Magnetoreológico

(Mesquida & Lässig, 2012) Denominan a los fluidos magnetoreológico a aquellos fluidos compuestos por micro partículas ferromagnéticas, inmersas en un líquido portador, que poseen propiedades visco elásticas controlables mediante campos magnéticos externos.

Así, considerando la propiedad de variación de la reología, es decir, la variación de la viscosidad del fluido, al ser expuesto a un campo magnético, resulta útil para la implementación en yemas de los dedos mejorando su tracción y de esta manera obtener una mayor firmeza o suavidad al sujetar objetos, el material usado en este caso es de la compañía Lord, mostrado en Figura 2.50.



**Figura 2.50 Material magnetoreológico de marca LORD**

**Fuente:** <http://www.lordmrstore.com/lord-mr-products/mr-demonstration-device>

## CAPÍTULO III

### 3. CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

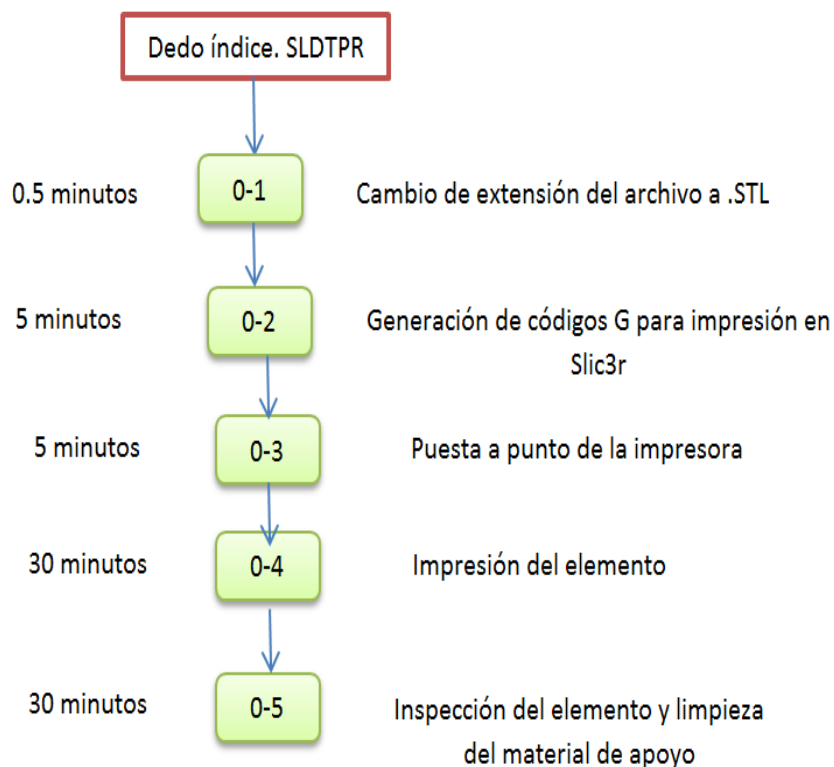
Una vez concluida con la fase de diseño y la validación de prototipo, se procede con la construcción de las piezas que conforman la estructura mecánica del presente dispositivo protésico de mano y su consiguiente ensamblaje. A continuación se describen los procedimientos necesarios para la obtención del modelo final.

#### 3.1 Fabricación de la estructura de la prótesis

El proceso de fabricación de la estructura mecánica de la prótesis es realizado mediante la utilización de impresión 3D, para el presente el trabajo dicho proceso se realizó en una impresora Prusa i3, utilizando plástico ABS; material que fue seleccionado y validado en capítulos anteriores. Mediante la utilización de la tecnología de impresión 3D es posible la fabricación de un prototipo de bajo costo y rápida producción.

A continuación, la Figura 3.1 muestra el diagrama del proceso de impresión de la falange proximal del dedo índice de la prótesis. Este proceso se replica para la impresión de cada una de las piezas constitutivas de la estructura mecánica del presente dispositivo.

La primera etapa del diagrama representa la generación del archivo en formato .STL de la pieza deseada; éste archivo describe la superficie geométrica del objeto tridimensional para su consiguiente producción, utilizando tecnología de impresión 3D. Para lo cual se utiliza el software CAD descrito anteriormente, y mediante la selección de la extensión deseada en el proceso guardado del archivo se genera el mismo.



**Figura 3.1 Diagrama de operación maquinado falange proximal del dedo índice**

Una vez generado el archivo, se procede con la carga del mismo en el software **Slic3r**, el cual genera los códigos G necesarios para el proceso de impresión del elemento deseado, a su vez es posible modificar la calidad de impresión, y como será dispuesto el material de soporte, este programa es de código abierto es decir no se necesita de una licencia para su uso, se puede obtener desde su página oficial: <http://slic3r.org/>.

Generados los códigos de impresión se procede con la puesta a punto de la máquina; en esta fase se asegura la nivelación de la plataforma de impresión, lo permite una correcta fijación del material a la misma; y se realiza el calentamiento de la plataforma y la boquilla de la impresora.

Una vez alcanzada la temperatura adecuada, se procede con la impresión del objeto deseado; el tiempo de este proceso depende de la cantidad de material utilizado para la construcción del elemento.

Finalizado el proceso de impresión, una vez transcurrido el tiempo detallado en la Tabla siguiente, se procede a retirar el excedente de material y los soportes


generados. Posteriormente, se realiza la inspección pertinente de objeto impreso, comprobando las tolerancias dimensionales de cada uno de los elementos. En este punto, si la pieza no cumple con los parámetros establecidos en el proceso diseño, se procede con la repetición desde la primera etapa.

Ya descrito el procedimiento a realizar para la impresión de cada elemento de la prótesis, se anexa la Tabla 3.1 donde se describe el nombre de elemento y el tiempo de impresión de las mismas.

**Tabla 3.1**

**Detalles de maquinado**

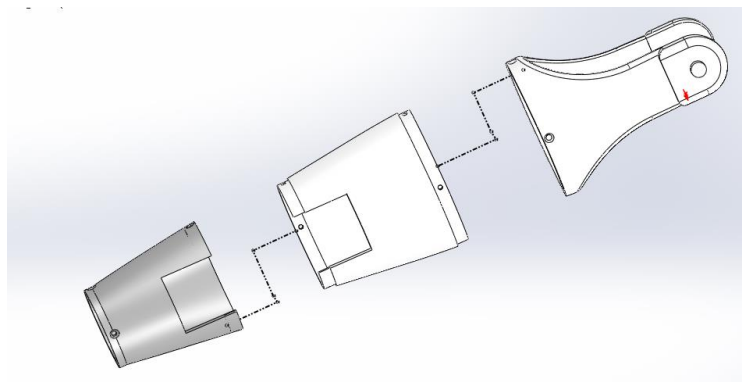
<b>Ord</b>	<b>Nombre del elemento</b>	<b>Tiempo de impresión [min]</b>	<b>Cantidad[unidades]</b>
1	Yema índice	22 minutos	1
2	Falange 2 índice	36 minutos	1
3	Falange 1 índice parte 1	70 minutos	1
4	Falange 1 índice parte 2	70 minutos	1
5	Yema medio	22 minutos	1
6	Falange 2 medio	37 minutos	1
7	Falange 1 medio parte 1	35 minutos	1
8	Falange 1 medio parte 2	35 minutos	1
9	Falange 2 anular	55 minutos	1
10	Falange 3 anular	50 minutos	1
11	Falange 1 anular parte 1	27 minutos	1
12	Falange 1 anular parte 2	28 minutos	1
13	Falange 2 meñique	35 minutos	1
14	Falange 3 meñique	25 minutos	1
15	Falange 1 meñique parte 1	36 minutos	1
16	Falange 1 meñique parte 2	23 minutos	1
17	Nudillo Anular	43 minutos	1
18	Palma parte superior	255 minutos	1
19	Palma parte media	452 minutos	1

CONTINÚA 



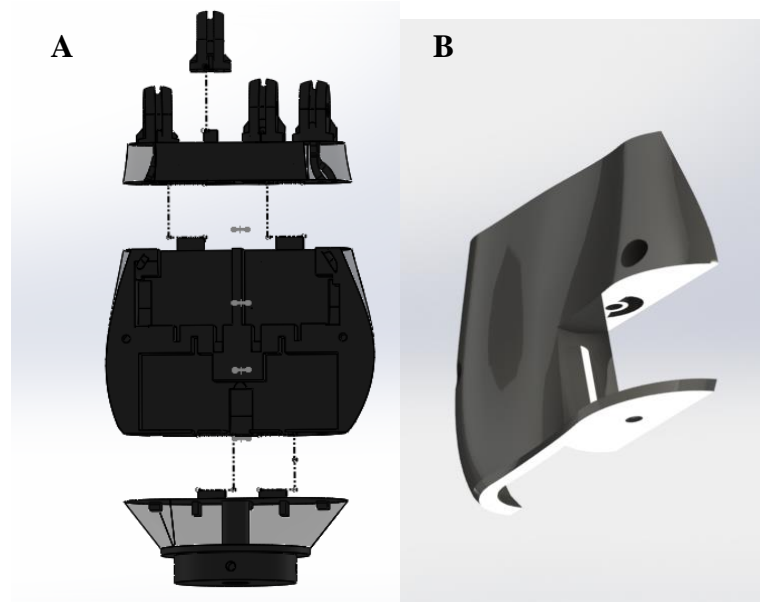
20	Palma parte inferior	406 minutos	1
21	Tapa palma	248 minutos	1
22	Pulgar	336 minutos	1
23	Falange 2_1 pulgar	42 minutos	1
24	Falange 2_2 pulgar	37 minutos	1
25	Yema Pulgar	75 minutos	1
26	Tapa lateral pulgar	88 minutos	1
27	Antebrazo parte 1	477 minutos	1
28	Antebrazo parte 2	623 minutos	1
29	Antebrazo parte 3	585 minutos	1
30	Polea 18mm	135 minutos	4

El proceso de impresión de todos los elementos de la estructura mecánica se realiza en 3 etapas; en la primera etapa se construyen los 3 componentes que conforman el antebrazo. La Figura 3.2. muestra las partes constitutivas del antebrazo del dispositivo desarrollado y la forma de ensamblar las mismas.



**Figura 3.2 Componentes del Antebrazo**

En la segunda etapa, se fabrican los 5 componentes, que conforman la palma de la mano, facilitando el proceso impresión debido al volumen y las dimensiones del modelado de la misma. La Figura 3.3 A, muestra los componentes que conforman la palma de la mano, así como la manera de ensamblarlos; mientras que la Figura 3.3 B muestra la tapa de la palma.



**Figura 3.3 Componentes de la palma de la mano**

En la última etapa, se realiza la construcción de los dedos meñique, anular, medio, índice y pulgar. Para lo cual, la fabricación de las falanges de cada dedo es realizada de manera individual, asegurando la estructuralidad y el acabado superficial de los mismos.

Considerando la complejidad geométrica de las falanges proximales, la fabricación de las mismas es realizada en 2 partes, que posteriormente ensambladas forman un solo elemento. La Figura 3.4 muestra los componentes de las falanges proximales de los dedos anular y meñique, mientras que la Figura 3.5 de los dedos medio e índice.



**Figura 3.4 Componentes de la falange proximal en dedos anular y meñique**

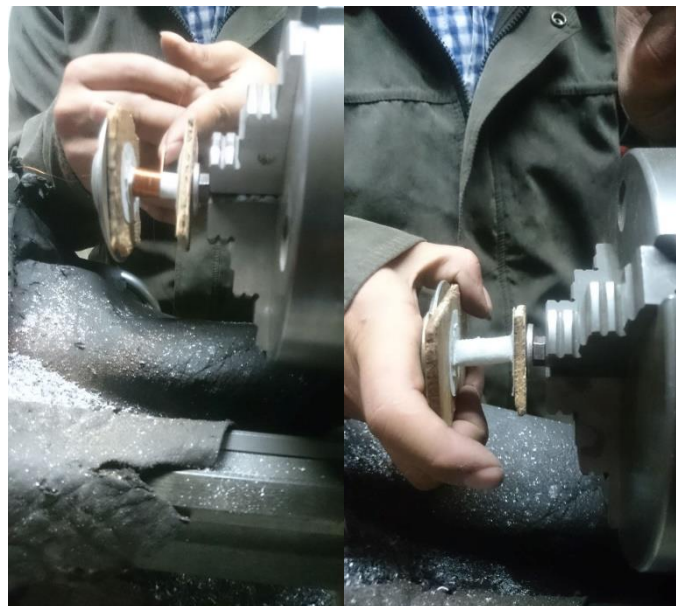


**Figura 3.5 Componentes de la falange proximal en dedos medio e índice**

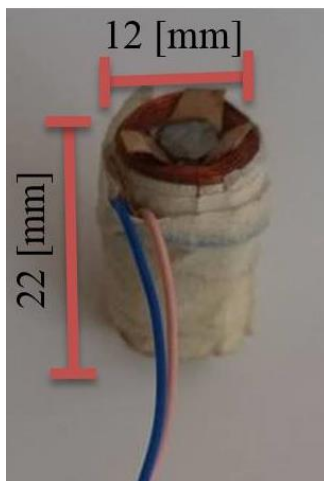
### **3.2 CONSTRUCCIÓN DEL ELECTROIMÁN**

Los electroimanes usados en el dispositivo protésico fueron diseñados y contruidos para la presente investigación, considerando las parámetros de diseño mencionados anteriormente.

Para la construcción de los electroimanes se dispone de un carrete de cartón aislante, el cual separa el bobinado del eje; según los cálculos desarrollados en capítulo II, se procede a bobinar con el cable AWG #35, siendo 2000 el número de espiras que se deberá bobinar, logrando un diámetro de 12 mm, cumpliendo las dimensiones del electroimán y campo de fuerza necesaria para cambiar las propiedades físicas del material inteligente. La Figura 3.7 y Figura 3.8 muestran este proceso. Así, una vez culminado su fabricación, se procede a fijar las espiras del electroimán usando cinta masking y pegamento universal.



**Figura 3.6 Fabricación del electroimán**

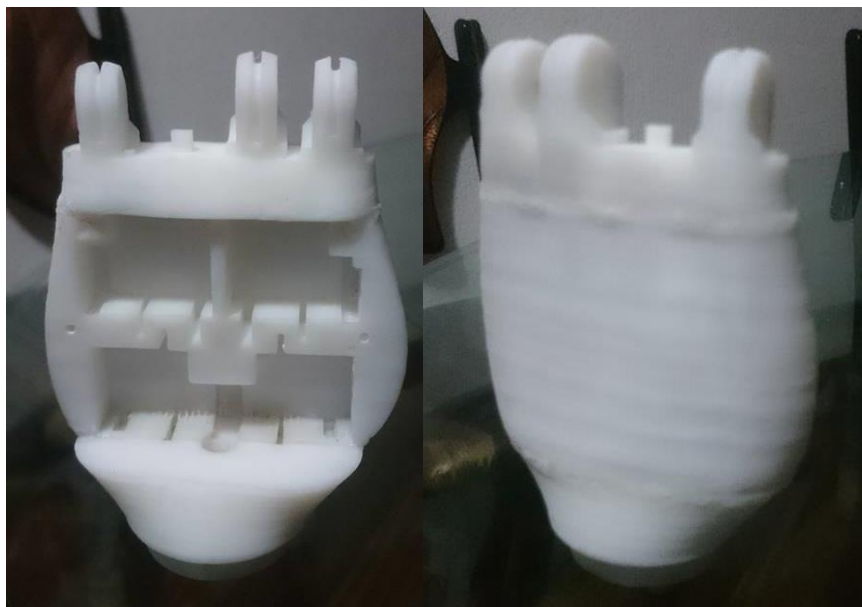


**Figura 3.7 Electroimán**

### **3.3 Ensamblaje del prototipo**

Finalizados los procedimientos antes descritos, se procede con el ensamblaje total de todas las piezas que conforman la estructura mecánica del dispositivo protésico desarrollado.

Para comenzar, se procede a realizar la unión de las tres piezas que conforman la palma, con la ayuda de una mezcla a base de adhesivo instantáneo universal Loctite® y bicarbonato de sodio. En la Figura 3.8, se muestra el módulo de la palma ensamblado.



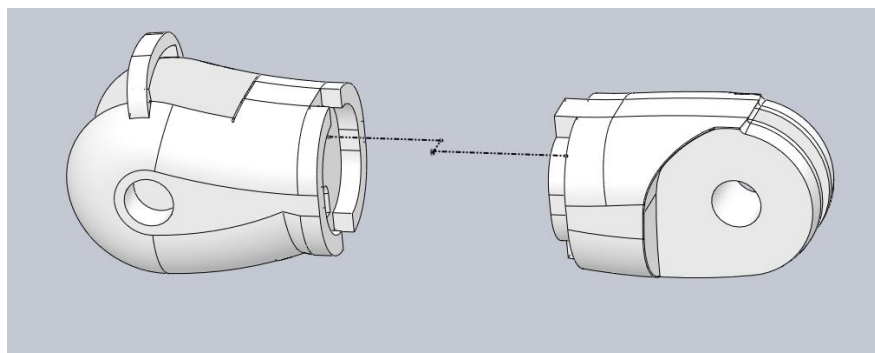
**Figura 3.8 Ensamblaje de la palma**

Posteriormente, se procede con el ensamblaje del antebrazo con la ayuda de tornillos de medidas 3.2\*15.88; permitiendo la sujeción entre las partes que conforman el antebrazo y el módulo de la palma, como se muestra en la Figura 3.9

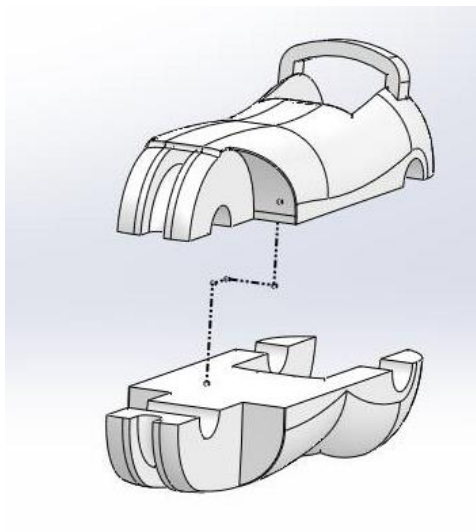


**Figura 3.9 Ensamblaje de antebrazo**

A continuación, se procede con el ensamblaje de cada uno de los dedos. Para lo cual, disponiendo de las partes que conforman la falange proximal de los mismos, se realiza la unión de los componentes utilizando adhesivo universal instantáneo, como se muestra en la Figura 3.10 y Figura 3.11



**Figura 3.10 Ensamblaje de la Falange Proximal de los dedos anular y meñique**



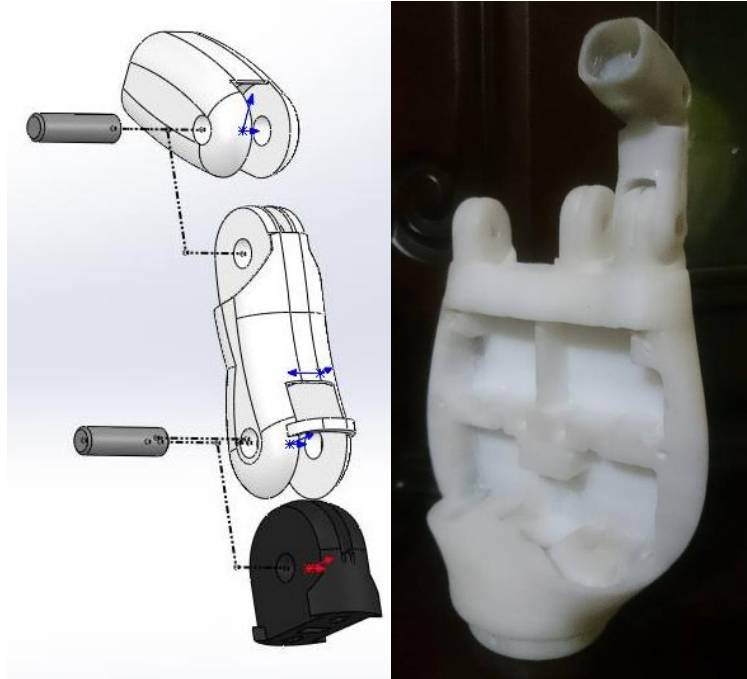
**Figura 3.11** Ensamble de la falange proximal de los dedos medio e índice

Consecutivamente, se dispone los electroimanes construidos en las cavidades respectivas de las falanges distales del dedo medio e índice, siguiendo el diagrama de la Figura 3.12.



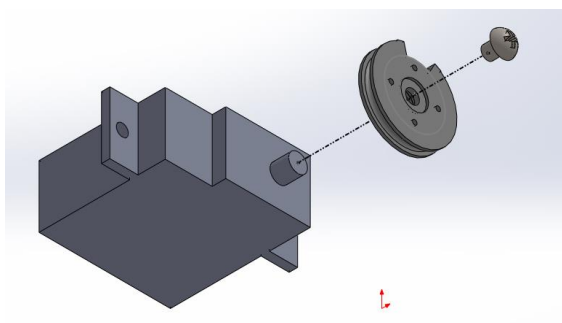
**Figura 3.12** Ensamble electroimán dedo índice

Una vez realizado el procedimiento descrito anteriormente, se ejecuta el ensamblaje de las demás falanges que componen el dedo, articulando las mismas mediante la utilización de un eje de acero inoxidable M5x18 [mm]; siguiendo el diagrama de la Figura 3.13.



**Figura 3.13 Ensamblaje del dedo**

Seguidamente, se implementa el sistema de transmisión de movimiento seleccionado anteriormente. Para lo cual, se inserta la polea diseñada en cada uno de los ejes de los servomotores, y se fija con un tornillo de dimensiones 2,5\*7,8 [mm], como se muestra en la Figura 3.14 y Figura 3.15.

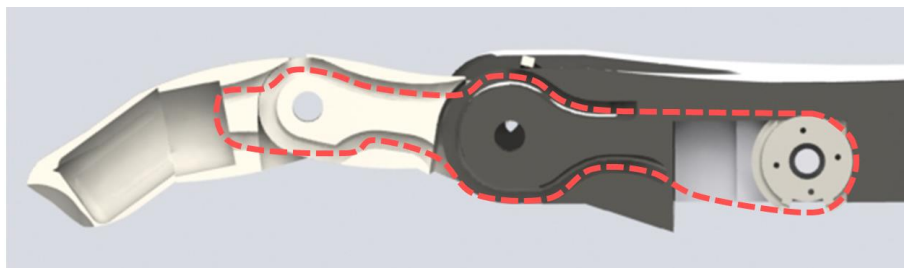


**Figura 3.14 Adaptación motor diseño**



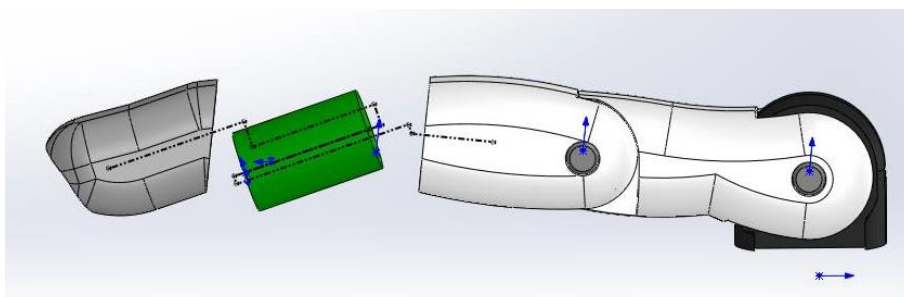
**Figura 3.15 Adaptación motor**

A continuación, se inserta el cable tensor de nylon seleccionado anteriormente, a través de los conductos dispuestos en el dedo y la palma, fijando los extremos del cable en la falange distal; generando así, la suficiente tensión para realizar el movimiento de flexión y extensión del dedo. La Figura 3.16 muestra el proceso descrito.



**Figura 3.16 Mecanismo de movimiento mediante poleas**

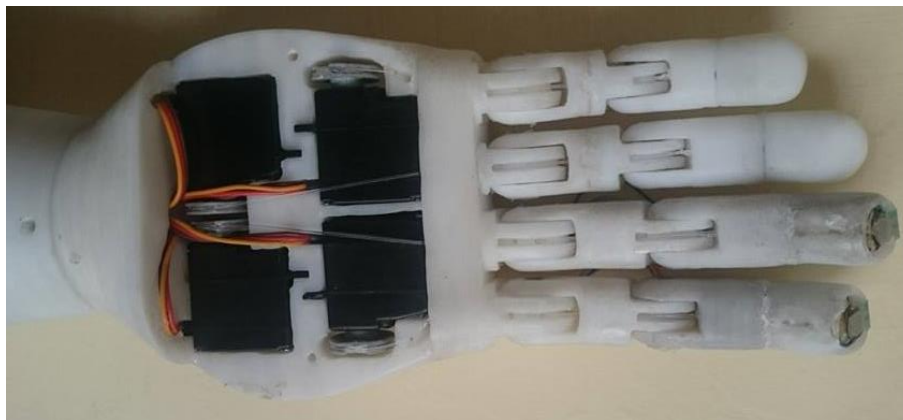
Finalmente, se realiza el ensamble de la falange distal y el electroimán con el resto del dedo, como se muestra en la Figura 3.17.



**Figura 3.17 Ensamblaje final del dedo índice**



A continuación, se realiza el procedimiento descrito anteriormente para el ensamble de cada dedo; considerando el sentido de montaje de cada uno de los servomotores, como muestra la Figura 3.18.



**Figura 3.18 Ensamble de los dedos**

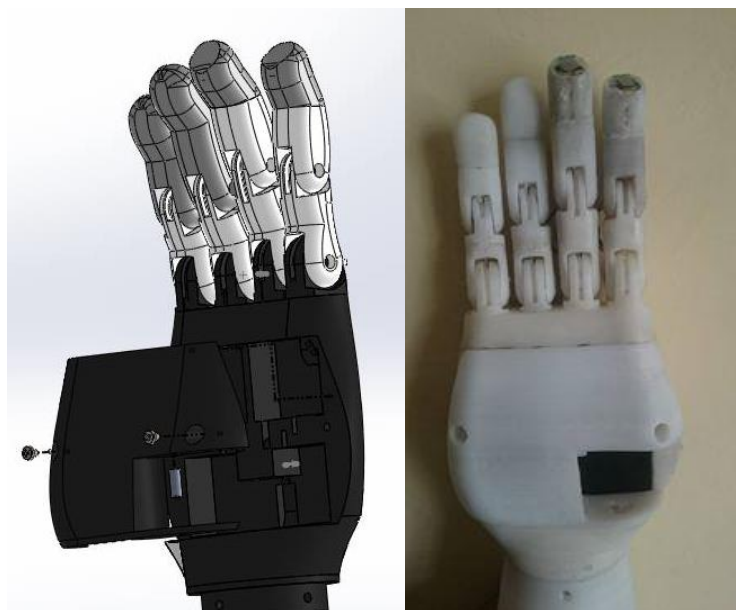
Una vez ensamblados en la palma, se procede con la ubicación de los sensores de presión en los extremos del dedo índice y medio, como se muestra en la Figura 3.19, los cuales permiten detectar el contacto de los dedos con el objeto en la etapa de sujeción, asegurando el control autónomo en el agarre sin requerir la atención del usuario.



**Figura 3.19 Ubicación de los sensores de presión**

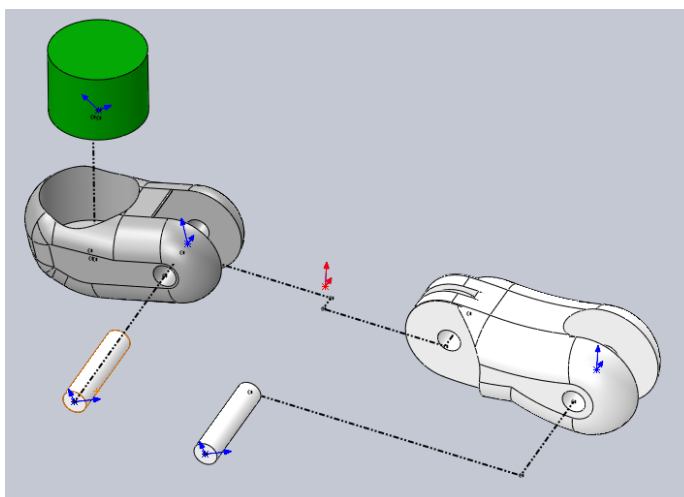
Consecutivamente, se procede con el montaje de la tapa de la palma, la cual protege los actuadores y las conexiones internas de la mano, como se muestra en la

Figura 3.20; además de permitir el montaje del dedo pulgar y su movimiento de rotación.



**Figura 3.20 Montaje de la tapa de la palma**

Posterior a esto, se procede a ensamblar el dedo pulgar siguiendo el diagrama mostrado en la Figura 3.21, para su consiguiente acople en la falange metacarpiana. La Figura 3.22 muestra el dedo pulgar una vez acoplado.

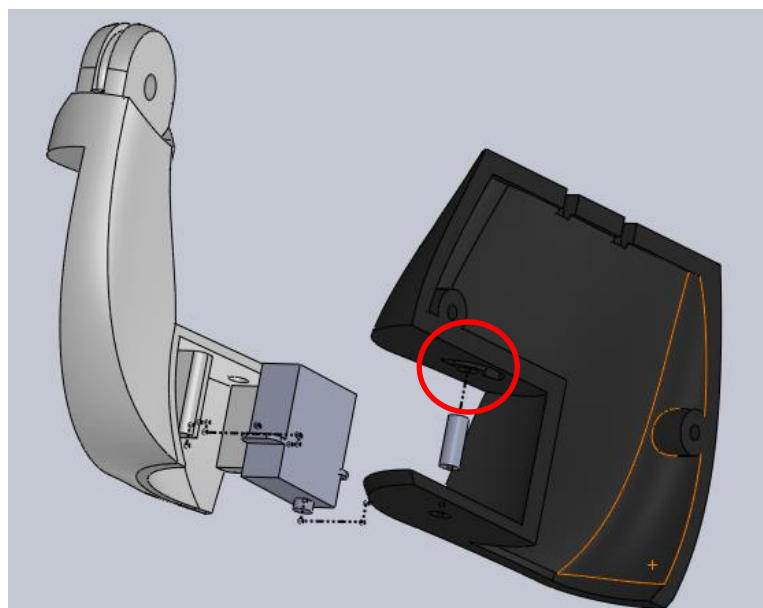


**Figura 3.21 Ensamble de los componentes de dedo pulgar**



**Figura 3.22 Ensamble completo del pulgar**

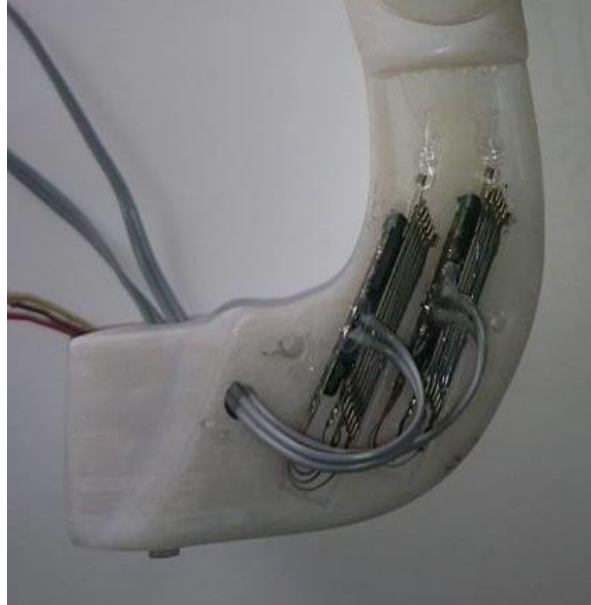
Una vez realizado el proceso anterior, se inserta un eje de acero inoxidable de 3.5 mm de diámetro, en el orificio marcado en la Figura 3.23, para estabilizar el movimiento de oposición del dedo pulgar. Después, se realiza el montaje del servomotor PowerHD 1440-A en la falange metacarpiana del dispositivo, seguido del acople con la palma, como muestra el diagrama de la Figura 3.23.



**Figura 3.23 Montaje del dedo pulgar**

A continuación, se procede a implementar el sistema de transmisión de movimiento en el dedo pulgar. Para esto, se ubican los actuadores lineales con efecto de memoria de forma (SMA) en el espacio diseñado en la falange

metacarpiana, como se muestra en la Figura 2.23. Ya ubicados los actuadores, se procede a fijar un extremo de un cable tensor de nylon en la falange distal del pulgar, y el otro en el acople de sujeción del actuador lineal.



**Figura 3.24 Ubicación de actuadores lineales SMA**

Una vez completado el ensamblaje de todos los dedos en la palma, se procede con la elaboración de los encapsulados de fluido magnetoreológico (MR) en los extremos del dedo medio, índice y pulgar. Éstos se elaboran utilizando un guante de látex, ubicado en la prótesis, al que se le adhirió otra capa en el perímetro de la yema, formando una bolsa interna en la que se introduce el fluido MR utilizando una jeringa. La Figura 3.25, muestra este proceso para los diferentes dedos.



**Figura 3.25 Elaboración de fundas contenedoras de material magnetoreológico**

Para finalizar se realiza el cableado de los elementos del dispositivo, considerando el comportamiento dinámico del mismo, asegurando así el funcionamiento y la integridad de la prótesis. La Figura 3.26 muestra el prototipo ensamblado.



**Figura 3.26 Adaptación final de la prótesis**

## CAPÍTULO IV

### 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

Una vez finalizado el proceso de ensamble del prototipo, se procede a realizar las pruebas necesarias para validar el desempeño funcional de la prótesis al ejecutar los patrones de sujeción mencionados anteriormente. Considerando que el diseño del sistema de control del dispositivo no forma parte de la investigación; se desarrolla un algoritmo de control que permitirá simular los movimientos de la mano.

#### 4.1 Pruebas de movimiento

Las pruebas se realizan basándose en la investigación realizada por (Cimadevilla & Herrera, 2006); determinando así, el rango de movimiento en los dedos producido por la rotación del eje del servomotor.

Para lo cual se procede a mover los dedos desde la posición de extensión, mostrada en la Figura 4.1, a la posición de flexión, mostrada en la Figura 4.2, estableciendo los valores que cada motor debe girar para realizar el cierre de la mano. A continuación se muestran los valores mencionados:

- Motor del Dedo índice de  $0^\circ$  a  $170^\circ$
- Motor del Dedo medio de  $180^\circ$  a  $0^\circ$
- Motor del Dedo anular de  $0^\circ$  a  $180^\circ$
- Motor del Dedo meñique de  $175^\circ$  a  $0^\circ$
- Motor del Dedo pulgar de  $170^\circ$  a  $80^\circ$



**Figura 4.1** Posición de extensión de los dedos



**Figura 4.2** Posición de flexión de los dedos

De la misma manera se determina que el valor del ángulo de rotación del dedo pulgar es de  $170^\circ$  a  $80^\circ$ , cuando simula el movimiento de oposición del mismo. La Figura 4.3 muestra las posiciones descritas por los ángulos determinados.




**Figura 4.3 Posición inicial y final del dedo pulgar**

La flexión y extensión del dedo pulgar se realiza mediante actuadores de accionados por cables con memoria de forma o nitinol, que producen una contracción de 5mm. En la Tabla 4.1 se realiza cinco veces los movimientos descritos de cada actuador para comprobar sus rangos de giro y el grado de error que podría llegar a tener cada movimiento de los dedos.

**Tabla 4.1**

**Pruebas de movimiento**

Ord	Dedo	Rango de giro (promedio)	Error
1	Índice	$0^\circ$ a $172^\circ$	$3^\circ$

CONTINÚA 



2	Medio	178° a 1°	2°
3	Anular	3° a 180°	2°
4	Meñique	175° a 4°	1°
5	Pulgar rotación	172° a 75°	2°
6	Pulgar Flexión y Extensión	0° a 12°	3°

#### 4.2 Pruebas de carga

Se procede a realizar la prueba simulando el levantamiento de un objeto, en este caso particular, un maletín con agarradera de aproximadamente 2 Kg, dicha carga está situada como se observa en la Figura 4.4.



Figura 4.4 Prueba de Carga

Mediante la realización de ésta prueba se comprueba el análisis estructural y el modelo dinámico realizado en capítulos anteriores y se concluye que, la estructura del dispositivo y el torque determinado para el motor, soportan la carga definida anteriormente.

### 4.3 Pruebas de agarre

Según ( Quinayás , 2010), estas pruebas se realizan para validar los agarres prensiles humanos mostrados anteriormente, utilizando objetos de geometría regular. Los diferentes agarres que el dispositivo protésico realiza, se definen a continuación:

El agarre de gancho, ubicado en la categoría de agarre de poder usado generalmente para levantamiento carga con el codo extendido, como se muestra en la Figura 4.5, puede sujetar desde agarraderas de 5 mm hasta 2 cm, con un peso máximo de 2 kg.



**Figura 4.5 Prueba de agarre de gancho**

El agarre de precisión permite la manipulación de objetos de tamaño reducido; ésta se logra cuando el dedo pulgar y el dedo índice, se juntan para sujetar el objeto, en la Figura 4.6 se muestra el agarre descrito, en distancia se encuentra objetos de

oficina comunes como tarjeta de presentación, esfero, marcadores, borrador, pen drive, canicas, carpetas, etc.



**Figura 4.6 Prueba de agarre de precisión**

El agarre de precisión de trípode se realiza con la intervención de los dedos pulgar, índice y medio, brindando mayor estabilidad en la sujeción, como se muestra en la Figura 4.7, al realizar este agarre se puede sujetar elementos de un máximo de 5 cm y un mínimo como el grosor de una hoja, como por ejemplo tarjetas de presentación, borrador, marcadores, reglas, etc.



**Figura 4.7 Prueba de trípode**

#### 4.4 Pruebas de presión

El sistema de control de presión de ajuste compuesto por encapsulados de fluido magnetoreológico (MR) en los dedos índice, medio y pulgar, permite mejorar la sujeción de objetos variando su viscosidad lo que produce que la fuerza de presión se transmita con mayor facilidad.

Las pruebas fueron realizadas ubicando un sensor de fuerza entre el dedo y la funda de material MR, con una presión constante al realizar un agarre de pinza sujetando una pelota de 2,5 cm, se observa el agarre en la Figura 4.8 y los datos obtenidos en la Tabla 4.2.




Figura 4.8 Agarre de pinza, prueba de presión

Tabla 4.2

Datos obtenidos de los sensores de presión

Ord	Sin energizar		Con energizar	
	S1	S2	S1	S2
1	24	34	35	86

CONTINÚA 

<b>2</b>	24	34	34	89
<b>3</b>	25	33	33	84
<b>4</b>	25	37	35	83
<b>5</b>	25	37	34	85
<b>6</b>	25	36	33	87
<b>7</b>	24	35	35	90
<b>8</b>	24	37	35	88
<b>9</b>	26	35	36	85
<b>10</b>	26	35	32	86

Se observa valores entregados por S2 sensor ubicado en el dedo pulgar, sin inducción magnética se tiene una presión promedio de 27 mientras que con inducción se tiene una presión promedio de 80 y S1, sensor ubicado en el dedo índice pasa de un valor promedio de 20 a obtener un valor de 32 al momento de estar energizado, esta variación se debe que al momento de no estar energizado el material MR permanece líquido lo que le permite distribuir la fuerza recibida mientras que al momento de sufrir el cambio en su densidad la fuerza ejercida se transmite directamente, el sensor S1 ubicado en el dedo índice en este tipo de agarre no marca gran diferencia debido a su ubicación, pese a que toma un papel importante en otros tipos de agarre

#### 4.5 Validación de la hipótesis

**¿El desarrollo de una prótesis biónica de mano utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico permitirá realizar movimientos básicos de agarre para la ejecución de tareas cotidianas a una persona con amputación transradial debajo del codo?**

La validación de la hipótesis se realiza mediante la aplicación de la prueba de independencia de chi cuadrado, permitiendo evaluar la relación que existe entre dos variables. Para lo cual, se define una hipótesis alternativa, descrita a continuación:

H<sub>1</sub>: Existe relación entre el cumplimiento de las actividades planteadas en el Action Research Arm Test o ARAT. (Hipótesis Alternativa)

H<sub>0</sub>: No existe relación. (Hipótesis nula)

El ARAT es un instrumento de evaluación, utilizado para evaluar estudios científicos, que según (Hsuah, Lee, & Hsieh, 2002) el es una evaluación confiable puntuada, basada en el desempeño funcional y destreza de la mano humana.

El Action Research Arm Test consta de 19 actividades, agrupadas en los 4 siguientes subconjuntos: alcance, agarre, sujeción y movimiento bruto. Todos los elementos se clasifican en una escala ordinal de 4 puntos, desde 0 (sin movimiento posible) a 3 (desempeño normal de la tarea). Las actividades de cada subconjunto, se encuentran ordenadas por grado de dificultad, siendo la primera la que mayor complejidad presenta. Por lo que el cumplimiento satisfactorio de la primera actividad de cada grupo, implica que las demás actividades pueden ser completadas exitosamente. El rango de puntuación del test va de 0 a 57; así, las puntuaciones más bajas indican un mayor nivel de discapacidad.

Con el fin de validar la hipótesis planteada, se procede a calcular el valor del chi cuadrado, que según (Suarez, 2012), se define con la siguiente ecuación:

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad \text{Ec. 4.1}$$

En donde:

- $\lambda^2$  Chi cuadrado
- $O_i$  Frecuencia absoluta observado
- $E_i$  Frecuencia esperada

En la Tabla 4.3 se describe las 19 pruebas ejecutadas en el test, y el número de repeticiones realizadas; de las cuales se analiza el cumplimiento o no de la misma.

Tabla 4.3

## Frecuencia Observada en pruebas tomadas para análisis Chi Cuadrado

Ord	Descripción	Si cumple	No cumple	# de pruebas
1	Bloque de madera 10 cm	0	5	5
2	Bloque de madera 2,5 cm	5	0	5
3	bloque de madera 5 cm	5	0	5
4	bloque de manera 7,5 cm	0	5	5
5	pelota de 7,5 cm de diámetro	0	5	5
6	piedra de 10*2,5*1 cm	5	0	5
7	poner agua de vaso a vaso	3	2	5
8	tubo de 2,25 cm	5	0	5
9	tubo de 1*16 cm	5	0	5
10	Arandela de 3,5 cm	0	5	5
11	Rodamiento de bolas de 6 mm entre anular y pulgar	0	5	5
12	canica de 1.5 cm indice y pulgar	5	0	5
13	Rodamiento de bolas medio y pulgar	5	0	5
14	Rodamiento de bolas indice y pulgar	5	0	5
15	canica entre anular y pulgar	0	5	5
16	canica entre medio y pulgar	5	0	5
17	Ubicar la mano atrás de la cabeza	5	0	5
18	Ubicar la mano encima de la cabeza	5	0	5
19	Ubicar la mano en la boca	5	0	5
	Suma Total	63	32	95

La frecuencia esperada para la opción si cumple se determina mediante la multiplicación del número de repeticiones realizadas en una prueba, por la suma total de las pruebas superadas, todo esto dividido para el total de las pruebas realizadas.

$$Freq. Esperada. SI = \frac{5 * 65}{95} = 3,421$$

La frecuencia esperada para la opción de no cumple se determina mediante la multiplicación del número de repeticiones en la prueba realizadas, por la suma total de las pruebas superadas dividido para el total de pruebas realizadas. Al tener un número igual de repeticiones por prueba los valores se mantienen constantes por lo tanto solo se lo realiza una vez.


$$Freq. Esperada. NO = \frac{5 * 30}{95} = 1,579$$

Obtenido estos valores se procede a enlistar todos los casos posibles y calcularlos con la  $\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i}$  Ec. 4.1, los datos se observan en la Tabla 4.4.

**Tabla 4.4**

**Calculo del Chi cuadrado**

Condición/ Prueba	O	E	(O-E)	(O-E) <sup>2</sup>	(O-E) <sup>2</sup> /E
Si-1	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-2	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-3	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-4	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-5	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-6	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-7	3	3,32	-0,31578947	0,09972299	0,03007519
Si-8	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-9	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-10	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-11	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-12	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-13	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-14	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-15	0	3,32	-3,31578947	10,9944598	3,31578947
Si-16	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-17	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-18	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
Si-19	5	3,32	1,68421053	2,8365651	0,85547201
No-1	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053

CONTINÚA 



<b>No-2</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-3</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-4</b>	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053
<b>No-5</b>	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053
<b>No-6</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-7</b>	2	1,68	0,31578947	0,09972299	0,05921053
<b>No-8</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-9</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-10</b>	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053
<b>No-11</b>	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053
<b>No-12</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-13</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-14</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-15</b>	5	1,68	3,31578947	10,9944598	6,52796053
<b>No-16</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-17</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-18</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>No-19</b>	0	1,68	-1,68421053	2,8365651	1,68421053
<b>Chi cuadrado</b>					<b>89,6279762</b>

Los grados de libertad esta expresada en el siguiente cálculo:

$$\begin{aligned}
 & (\# \text{ de pruebas} - 1) * (\# \text{ de opciones} - 1) \\
 & (19 - 1) * (2 - 1) = 18
 \end{aligned}$$

Una vez calculado los grados de libertad se procede a buscar en la tabla ubicada en el ANEXO E, Tabla de distribución del chi-cuadrado, en este caso en la fila 18 y columna de valor “p” de (0,001) que es la probabilidad de encontrar un valor mayor o igual que el chi- cuadrado tabulado, se extrae el valor (42,311), dicho valor al ser comparado con el calculado (89,63), se determina que este último valor es mayor al encontrado en la tabla por lo tanto se acepta la hipótesis H1 como válida con un grado de confiabilidad de 99,99%, estableciendo la relación de dependencia entre el cumplimiento de las actividades planteadas y la prótesis desarrollada.

Consecuentemente, se comprueba la validación de la hipótesis realizada anteriormente, por medio de la puntuación alcanzada en la realización de las actividades del Action Research Arm Test o ARAT, determinando que el prototipo de prótesis posee el 71,93% de desempeño funcional y destreza de una mano humana.

#### 4.6 Análisis económico

Al momento de la creación de un objeto en desarrollo se toma en cuenta tres aspectos, las materias primas necesarias para su realización, la mano de obra directa y los gastos indirectos. Los esquemas de costos presentados por (Castillo, Duran , & Vargas, 2005) son:

- Costo primo: materiales + manos de obra mostrado en Tabla 4.5
- Costo de conversión: mano de obra + costos indirectos de fabricación
- Costo de producción: Materiales + mano de obra + costos indirectos de fabricación

**Tabla 4.5 Costo primo de la prótesis**

<b>Ord.</b>	<b>Descripción</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio unitario</b>	<b>Precio final</b>
<b>1</b>	Impresión 3d	800 gramos	0,50	400,00
<b>2</b>	Servomotores Tower pro sg90	4 unidades	12,00	48,00
<b>3</b>	Motor Sub-Micro Servo	1 unidades	9,00	9,00
<b>4</b>	Eje de acero de 3,5*10 mm	1 unidad	0,60	0,60
<b>5</b>	Muscle wire Actuator – NM706-Super Nanomuscle	2 unidades	15,00	30,00
<b>6</b>	Eje de acero de 5*17 mm	8 unidades	0,60	4,80
<b>7</b>	Eje de acero de 5*22 mm	2 unidades	0,60	1,20
<b>8</b>	Electroimán de 22 * 12 mm	2 unidades	15,00	30,00
<b>9</b>	Material magnetorrológico LORD	1 muestra	80	80,00
<b>10</b>	Guantes de latex	4 pares	0,50	2,00
<b>11</b>	Correas de sujeción	1 unidad	10,00	10,00
<b>12</b>	Pegamento universal instantáneo	3 unidades	2,00	6,00
<b>13</b>	Horas de ingeniería	50 horas	20,00	1000,00
<b>TOTAL:</b>				<b>1621,60</b>

## CAPITULO V

### 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 Conclusiones

- Se diseña y construye una prótesis biónica de mano derecha de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes, la que es capaz de simular los diferentes patrones de sujeción comúnmente ejecutados en la realización de actividades de la vida diaria.
- Mediante el análisis de la biomecánica de la mano humana se determina sus parámetros antropométricos principales, los cuales son utilizados para el diseño de la estructura mecánica del dispositivo; y así, se asegura el antropomorfismo y el desempeño funcional al simular los movimientos naturales de la mano.
- El estudio del estado del arte de los dispositivos protésicos de mano existente en la actualidad, permitió establecer condiciones iniciales de diseño tales como el tipo de sistema de actuación, los componentes del sistema sensorial, el tipo de prótesis de mano de acuerdo al nivel de amputación
- El modelado tridimensional del dispositivo protésico biónico de mano utilizando software CAD/CAM/CAE, permitió el diseño del prototipo considerando 2 aspectos; la ergonomía con el usuario, asegurando así el acople del sistema con el usuario, y el desarrollo de un dispositivo anatómicamente proporcional, basado en las medidas antropométricas de la mano humana de la norma DIN 33402-2.
- El análisis estructural del dispositivo de prótesis permitió seleccionar el material constitutivo del mismo, tomando en cuenta que el esfuerzo máximo que se produce en las condiciones de operación definidas es menor que el límite de resistencia a la tracción, determinando que el plástico ABS asegura la integridad estructural del prototipo desarrollado.
- A través del análisis cinemático se determinó todos los posibles puntos que alcanzara cuando exista variación de las coordenadas articulares, simulando que el comportamiento de una mano humana al realizar sujeción de objetos.

- Con el desarrollo del modelo dinámico de la presente investigación, se determinó que el torque mínimo necesario en las articulaciones del dedo para vencer el efecto de la gravedad, debe ser mayor a 0,0047 [N-m] en la articulación metacarpo falángica y 0,0011 [N-m] y en la inter falángica proximal; sin embargo, considerando que la carga máxima estimada que el dispositivo manipulara es de 2 Kg, se determinó analíticamente que el valor del torque del motor necesario para soportar ésta carga con el codo extendido debe ser mayor a 2,69 [Kg.cm].
- Se validó la hipótesis de la presente investigación utilizando la prueba de independencia de chi cuadrado, determinando la relación que existe entre el cumplimiento de las actividades planteadas en el Action Research Arm Test o ARAT y la prótesis biónica de mano desarrollada
- Se comprobó la validación de la hipótesis realizada, por medio de la puntuación alcanzada en la realización de las actividades del ARAT, determinando que el prototipo de prótesis posee el 71,93% de desempeño funcional y destreza de una mano humana.
- El desarrollo de la prótesis biónica a través de la tecnología de impresión 3D, permitió la fabricación de un dispositivo de bajo costo y rápida producción; generando un prototipo funcional y de mayor accesibilidad.
- El uso del sistema de control de presión de ajuste, compuesto por encapsulados de material magnetoreológico y sensores de fuerza, permitió un control autónomo en la sujeción de objetos prescindiendo de la atención del usuario, mediante la aplicación una presión gradual, posibilitando la manipulación de objetos frágiles y rígidos.
- El uso de los encapsulados compuestos por aleaciones con memoria de forma o Nitinol, permitieron el accionamiento del mecanismo del dedo pulgar para su movimiento de flexión y extensión, ocupando un espacio reducido; sin embargo, el movimiento y la fuerza que producen son dependientes de la sección transversal del cable, así, a mayor sección transversal produce mayor fuerza.
- La densidad de flujo magnético necesaria para saturar el fluido magnetoreológico debe ser igual o mayor a 0.05 [Teslas], esto con la finalidad

de obtener un fenómeno de variación de la densidad del material o cambio reológico apreciable.

- Los electroimanes diseñados son componentes electrónicos capaces de generar el campo y la densidad de flujo magnético necesaria para producir el cambio en la teología del fluido, considerando las dimensiones que deben poseer para su correspondiente implementación.
- El desarrollo de dispositivos protésicos biónicos de bajo costo, genera una solución tecnológica fundamentada en el segundo objetivo del Plan Nacional del Buen Vivir auspiciando la inclusión y equidad social, fomentando una vida digna de personas que poseen capacidades especiales.

## 5.2 Recomendaciones

- Considerar la adquisición de dispositivos electrónicos adicionales a la cantidad requerida para el desarrollo del proyecto, asegurando componentes de repuesto o reemplazo para los actuadores y sensores utilizados.
- Manipular con el respectivo cuidado los electroimanes fabricados para evitar la ruptura del cable esmaltado.
- Considerar la carga máxima que puede soportar las baterías para evitar la sobrecarga de las mismas que ocasiona la caída de voltaje en las terminales de la misma.
- Considerar el voltaje de descarga de las baterías de Litio Polimero, debido a que si este voltaje llega al valor de un tercio del nominal, éstas dejan de ser funcionales.
- Realizar el correcto dimensionamiento de los cables a utilizar, para evitar caídas excesivas de voltaje, ocasionando sobrecalentamiento y una posible falla del mismo
- Disponer el fluido magnetoreológico en un ambiente controlado para evitar la sedimentación y el cambio en las propiedades del mismo.
- Realizar una revisión minuciosa de las partes antes de su mecanizado por posibles cambios y cuestiones no consideradas antes
- En el proceso de realización de los encapsulados de fluido MR, evitar la excesiva manipulación de los mismos asegurando su buen estado para su consiguiente implementación.
- Considerar los parámetros antropométricos del usuario para una elaboración totalmente personalizada del dispositivo protésico con el fin de mantener proporcionalidad estética con el otro miembro superior.
- Evitar el contacto directo del cable con memoria de forma con la superficie de la prótesis, asegurando la integridad de la misma.

### 5.3 Trabajos a futuro

- Implementar un mecanismo para la articulación de la muñeca con el fin de mejorar el desempeño funcional del dispositivo.
- Implementar la adquisición de más canales EMG con la finalidad de generar un mayor número de señales de entrada para desarrollar un algoritmo de control basado en la actividad muscular detectada.
- Rediseñar el modelo tridimensional para asegurar la relación entre las medidas de los dedos y el pulgar.
- Diseñar la estructura mecánica necesaria para adaptar el modelo implementado en personas con amputaciones arriba del codo.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

- Barrientos, A., Peñin, F., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de Robotica*. Madrid: McGraw-Hill.
- Brito, J., Quinde, X., & Cusco, D. (2013). *Estudio del Estado del Arte de las Prótesis*.
- Calais, B., & Lamote, A. (2004). *Anatomía para el movimiento*. Barcelona España: La liebre de marzo.
- Castillo, G., Duran, J., & Vargas, L. (2005). *Prótesis de miembro superior mioeléctrica*. Mexico.
- Cetinkunt, S. (2007). *Mecatrónica*. Patria.
- Díaz, J. C., & Dorador, J. M. (2010). *El Futuro de las Prótesis*. Memorias del XVI Congreso Internacional Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, Querétaro, México.
- Juvinall, R. (2002). *Fundamentos de Diseño para Ingeniería Mecánica*. Mexico: Limusa.
- Melo, J. L. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires, Argentina: Fundación MAPFRE.
- Mesquida, C., & Lässig, J. (2012). *Introducción a los Fluidos Magneoreológicos con Aplicaciones de Ingeniería*. Buenos Aires, Argentina: Universidad Nacional del Comahue.
- Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomechanica Basica del sistema musculoesquelético*. Aravaca Madrid: McGRAW-Hill.
- Raven. (2005). *Biology*. India: McGraw-Hill.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía Humana* (11 ed.). Masson Paris: MASSON.
- Saha, K. S. (2008). *Introduccion a la Robótica*. Mexico: McGraw-Hill.
- Salas Casapino, C. A. (Agosto de 2014). *Diseño de una Prótesis Mioeléctrica para desarticulación de muñeca*. Lima, Peru: Pontificia universidad católica del Peru.
- Schlesinger. (1919). *Der mechanische Aufbau der künstlichen Glieder*. Berlin: Springer.
- Shigley, J. E., & Uicker, J. j. (1988). *Teoria de Maquinas y Mecanismos*. Mexico: McGraw- Hill.
- Suarez, M. (2012). *Interaprendizaje de probabilidades y Estadística inferencial con Excel, Winstats y Graph*. Ibarra: Imprenta M&V.
- Tubiana, R., Thomine, M., & Mackin, E. (1998). *Examination of the Hand and Wrist*. United Kingdom: CRC Press.



## 7. LINKCOGRAFÍA

- Pérez , M. A. (Diciembre de 2012). *Prototipo de mano robótica antropométrica*. Recuperado el 12 de Febrero de 2015, de <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/ingenieria/article/view/14174>
- Quinayás , C. A. (Enero de 2010). *Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres*. Recuperado el 21 de Noviembre de 2014, de <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%20E1s.pdf>
- Arias, L. A. (2012). *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*. Recuperado el 8 de Marzo de 2015, de <http://www.bdigital.unal.edu.co/32030/1/31373-113677-1-PB.pdf>
- Carrozza, M., & Vecchi, F. (2003). *Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors*. Recuperado el 17 de Abril de 2015, de [https://static.aminer.org/pdf/PDF/000/351/364/experimental\\_analysis\\_of\\_an\\_innovative\\_prosthetic\\_hand\\_with\\_proprioceptive\\_sensors.pdf](https://static.aminer.org/pdf/PDF/000/351/364/experimental_analysis_of_an_innovative_prosthetic_hand_with_proprioceptive_sensors.pdf)
- Chennai. (2014). *Smart Materials and Active Systems for Orthotics and Prosthetics*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014, de [http://www.iipoinstitute.in/UserFiles/Smart%20Materials%20CRE%20manual%201\(2\).pdf](http://www.iipoinstitute.in/UserFiles/Smart%20Materials%20CRE%20manual%201(2).pdf)
- Cimadevilla, H., & Herrera, G. (2006). *Diseño de un sistema articulado emulando el movimiento de una mano*. Recuperado el 5 de Mayo de 2015, de <http://www.cenidet.edu.mx/subaca/web-mktro/submenus/investigacion/tesis/34-35%20Carlos%20Hernandez%20Santos%20%20Carlos%20Francisco%20Montoya%20Mejia.pdf>
- Corke, P. (2015). *Robotics Toolbox for MATLAB*. Recuperado el 15 de Mayo de 2015, de <http://www.petercorke.com/RTB/robot.pdf>
- Dorador, J. M. (18 de Enero de 2004). *Robótica y Prótesis Inteligentes*. Recuperado el 23 de Diciembre de 2014, de [http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf)
- Dorador, J. M. (2013). *Mecanismos y Sistemas de actuacion*. Recuperado el 22 de Marzo de 2015, de [http://somim.org.mx/articulos2010/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1\\_216.pdf](http://somim.org.mx/articulos2010/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_216.pdf)
- Dorador, J., & Díaz, J. (Septiembre de 2009). *Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano*. Recuperado el 10 de Abril de 2015, de [http://www.academia.edu/1217698/MECANISMOS\\_DE\\_TRANSMISI%C3%93N\\_Y\\_ACTUADORES\\_UTILIZADOS\\_EN\\_PR%C3%93TESIS\\_DE\\_MANO](http://www.academia.edu/1217698/MECANISMOS_DE_TRANSMISI%C3%93N_Y_ACTUADORES_UTILIZADOS_EN_PR%C3%93TESIS_DE_MANO)
- Gabbard, J. (2013). *Open Hand Project*. Recuperado el Junio de 2015, de <http://www.openhandproject.org/>

- Hsuah, I., Lee, M., & Hsieh, C. (2002). *The Action Research Arm Test: It is necessary for patients being test to sit at a standarized table*. Recuperado el 18 de Julio de 2015, de <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/download.php?doi=10.1080/16501970600803252>
- Massa, B., Carroza, X., & Dario, P. (2002). *Design and Develeopment of an Underactuated Prosthetic Hand*. Recuperado el 29 de Junio de 2015, de [http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1014232&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs\\_all.jsp%3Farnumber%3D1014232](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1014232&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1014232)
- Morillo, E., & Portero, J. (Agosto de 2014). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE ROBOT BÍPEDO AUTÓNOMO CON DESPLAZAMIENTO DINÁMICO PARA EL LABORATORIO DE ROBÓTICA INDUSTRIAL DE LA ESPE EXTENSIÓN LATACUNGA*. Recuperado el 3 de Julio de 2915, de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/8853>
- Piña Barba, M. C. (2009). *Biblioteca Digital*. Obtenido de [http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec\\_5.htm](http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm)
- Rico, C. (2011). *Análisis estructural de una prótesis biónica de brazo de miembro superior*. Recuperado el 26 de Enero de 2015, de <http://www.repositoriodigital.ipn.mx/handle/123456789/8116?show=full>
- Romero , I., & Perez, I. (2007). *Diseño y construcción de una prótesis de miembro superior*. Recuperado el 30 de Junio de 2015, de <http://repository.upb.edu.co:8080/jspui/handle/123456789/130>
- Torres, M. (14 de Diciembre de 2011). *Modelación Dinámica y Simulación de robots*. Recuperado el 15 de Julio de 2015, de [http://web.ing.puc.cl/~mtorrest/downloads/robotics\\_tutorial/pres\\_robotics\\_summer\\_school\\_111214.pdf](http://web.ing.puc.cl/~mtorrest/downloads/robotics_tutorial/pres_robotics_summer_school_111214.pdf)
- Ventimiglia, P. (2012). *Design of Human Hand Prsthesis*. Recuperado el 18 de Febrero de 2015, de [https://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/unrestricted/MQP\\_PaulV\\_Complete\\_Final\\_3.pdf](https://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/unrestricted/MQP_PaulV_Complete_Final_3.pdf)

# ANEXOS