



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS  
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO**

**PROGRAMA SISTEMAS AUTÓNOMOS DE NAVEGACIÓN  
AÉREA Y SUBMARINA**

**“Diseño y construcción de una prótesis de mano  
actuada con alambres con memoria de forma (SMA)”**

**TESIS**

**Que presenta**

**ING. ANAID EUNICE HERNANDEZ VALADEZ**

**Para obtener el grado de**

**MAESTRA EN CIENCIAS**

**en**

**SISTEMAS AUTÓNOMOS DE NAVEGACIÓN  
AÉREA Y SUBMARINA**

**Directores de la Tesis:**

**Dr. Antonio Osorio Cordero**

**Dr. Jesús Ricardo López Gutiérrez**

**Ciudad de México**

**FEBRERO, 2018**



# Dedicatoria

*A Irving Vizcaino por su amor, su paciencia y todo su apoyo en todos los momentos buenos y malos, por alentarme a continuar cuando parecía que me iba a rendir .*

*A mi madre Angélica Valadez por regalarme la vida, por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por la motivación constante que me ha permitido ser una persona de bien, pero más que nada por su amor que me brinda en todos los momentos de mi vida.*





# Agradecimientos

*Mi total agradecimiento al Consejo de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por su apoyo y patrocinio para la realización de este proyecto de tesis y al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional y al departamento UMI-LAFMIA cuyos laboratorios y aulas me formaron y sirvieron para la culminación de esta investigación, a todos los profesores que nos brindaron su ayuda.*

*De manera especial a mis asesores de tesis Dr. Rogelio Lozano, Dr. Ricardo López Dr. Antonio Osorio y al Dr. J. Issac Chairez por su gran apoyo y motivación para la culminación de mis estudios profesionales y por la elaboración de este trabajo de tesis, por su aportación y tiempo brindado.*

*A todos mis compañeros que dedicaron un poco de su valioso tiempo para aportar grandiosas ideas a este trabajo de tesis, en especial a mi compañero Ricardo Cortez.*



# Abstract

In this document we present the preliminary work of the design, construction, modeling, instrumentation and control of a hand prosthesis actuated with wires with shape memory. This prototype will be intended for use with people who have lost their hand, whether caused by an accident or an illness.

In this research work, innovative technologies are used, such as shape memory wire or Nitinol. The mechanism used in this prosthesis is based on the combination of Nitinol cables that perform the same function as the tendons of the fingers of the human hand. These actuators take the role of forming a set of agonist-antagonist artificial muscle pairs for the required flexion and extension of the finger joints.

The mechanical design is presented with the help of SolidWorks software, which gives a clear idea of how the hand prosthesis works mechanically, as well as the material to be used. Therefore, the size, appearance and architecture of each of the fingers were imitated in an effective and practical way.

Then the equations of movement of the fingers of the hand prosthesis are presented: the kinematic matrices using the parameters of Denavit-Hartenberg; the dynamic model, using the Euler-Lagrange method.

The instrumentation and equipment necessary for each of the Nitinol wires to be implemented in each of the fingers of the prosthesis is also presented. A characterization of the Nitinol wire is carried out in order to know its thermal and strength behavior, as well as to know its dynamics. Analyze the kinematic and dynamic model of the fingers of the hand prosthesis. Followed by this, the PD control with feedback based on pulse width modulation is presented and thus a simulation of the whole system is performed. And finally, the experimental tests of each one of the movements of the fingers of the hand prosthesis are shown.



# Resumen

En este documento se presenta el trabajo preliminar del diseño, construcción, el modelado, la instrumentación y control de una prótesis de mano actuada con alambres con memoria de forma. Este prototipo estará destinado a usarse con personas que han perdido su mano ya sea causado por un accidente o alguna enfermedad.

En este trabajo de investigación se usan novedosas tecnologías como lo son el alambre con memoria de forma o Nitinol. El mecanismo que se utilizó en esta prótesis se basa en la combinación de cables Nitinol que realizan la misma función que los tendones de los dedos de la mano humana. Estos actuadores toman el papel de formar un conjunto de pares musculares artificiales agonista-antagonista para la flexión y extensión requerida de las articulaciones de los dedos.

Se presenta el diseño mecánico hecho con la ayuda del software SolidWorks, el cual da una idea clara de cómo funciona mecánicamente la prótesis de mano, así también se estudió el material a utilizar. Por lo tanto, el tamaño, la apariencia y la arquitectura de cada uno de los dedos se imitaron de manera eficaz y práctica.

Posteriormente se presentan las ecuaciones de movimiento de los dedos de la prótesis de mano: las matrices cinemáticas utilizando los parámetros de Denavit-Hartenberg; el modelo dinámico, mediante el método de Euler-Lagrange.

También se presenta la instrumentación y el equipo necesario para que cada uno de los alambres de Nitinol sea implementado en cada uno de los dedos de la prótesis. Se realiza una caracterización del alambre Nitinol con el fin de conocer su comportamiento térmico y de fuerza, así como para conocer su dinámica. Se analizan el modelo cinemático y dinámico de los dedos de la prótesis de mano. Seguido de esto se presenta el control PD con retroalimentación basado en modulación de ancho de pulso y así realizar una simulación de todo el sistema. Y por último se muestran las pruebas experimentales de cada uno de los movimientos de los dedos de la prótesis de mano.



# Índice general

Dedicatoria	I
Agradecimientos	III
Abstract	I
Resumen	I
Índice general	II
Índice de figuras	IV
Índice de tablas	VI
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación . . . . .	2
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	3
1.3. Propuesta de solución . . . . .	4
1.4. Objetivo . . . . .	4
1.4.1. Objetivo general . . . . .	4
1.4.2. Objetivos particulares . . . . .	5
1.5. Organización de la Tesis . . . . .	5
<b>2. Antecedentes</b>	<b>7</b>
2.1. Anatomía de la mano . . . . .	7
2.1.1. Mano . . . . .	8
2.1.2. Superficie Palmar . . . . .	9
2.1.3. Superficie Dorsal . . . . .	10
2.1.4. Estructura Ósea . . . . .	11
2.1.5. Sistema Articular . . . . .	13
2.2. Rangos de movimiento de la mano . . . . .	15
2.2.1. Movimientos de las articulaciones de la muñeca . . . . .	16
2.2.2. Movimiento de los Dedos . . . . .	16
2.2.3. Movimiento del dedo pulgar . . . . .	18
2.3. Patrones Funcionales . . . . .	19
2.4. Manipulación de objetos . . . . .	21
2.5. Fisiopatología de la mano humana . . . . .	22
2.5.1. Lesiones de la muñeca y la mano . . . . .	23
2.5.2. Amputación . . . . .	27
2.6. Métodos de tratamiento clínico . . . . .	29

2.6.1.	Inmovilización con férula . . . . .	29
2.6.2.	Tratamiento no quirúrgico . . . . .	30
2.6.3.	Tratamiento quirúrgico . . . . .	30
2.6.4.	Prótesis . . . . .	31
2.7.	Clasificación y tipos de prótesis de mano . . . . .	31
2.7.1.	Categorías de sistemas de prótesis artificiales . . . . .	32
2.7.2.	Evolución tecnológica de las prótesis de mano . . . . .	34
2.8.	Mecanismos de accionamiento para prótesis de mano . . . . .	40
2.8.1.	Mecanismo de barras . . . . .	40
2.8.2.	Mecanismos con motor en cada junta . . . . .	40
2.8.3.	Transmisión de poleas . . . . .	40
2.9.	Actuadores . . . . .	41
2.9.1.	Actuadores electrónicos . . . . .	41
2.9.2.	Actuadores Neumáticos . . . . .	42
2.9.3.	Actuadores Hidráulicos . . . . .	42
2.10.	Aleaciones con memoria de forma (NITINOL) . . . . .	42
2.11.	Prótesis de mano actuada con SMA . . . . .	48
2.12.	Otros mecanismos actuados con SMA . . . . .	50
<b>3.</b>	<b>Metodología del prototipo</b> . . . . .	<b>51</b>
3.1.	Clasificación de objetivos . . . . .	51
3.2.	Requerimiento para la prótesis de mano . . . . .	52
3.3.	Diseño mecánico . . . . .	53
3.3.1.	Medidas estándar de la mano . . . . .	54
3.3.2.	Diseño de la palma . . . . .	55
3.3.3.	Diseño de los dedos . . . . .	56
3.3.4.	Movimiento cinemático del dedo . . . . .	58
3.3.5.	Resumen del diseño realizado . . . . .	59
3.4.	Modelado Matemático de Dedo . . . . .	60
3.4.1.	Modelo Cinemático Directo del dedo . . . . .	62
3.4.2.	Modelo Dinámico del dedo . . . . .	64
3.5.	Instrumentación . . . . .	66
3.5.1.	Etapas de potencia . . . . .	66
3.5.2.	Adquisición de señales (Raspberry Pi Zero W) . . . . .	67
3.5.3.	Sensor de retroalimentación . . . . .	68
3.5.4.	Dispositivo Electromiográfico (Myo Armband) . . . . .	69
3.5.5.	Procesamiento de salida PWM (PCA9685) . . . . .	70
3.6.	Implementación de la prótesis de mano . . . . .	70
3.6.1.	Material de la estructura de la prótesis . . . . .	71
3.6.2.	Impresión tridimensional . . . . .	71
3.6.3.	Construcción de la prótesis de mano . . . . .	72
3.7.	Caracterización del SMA . . . . .	76
3.8.	Modelo Matemático del Alambre SMA . . . . .	80
3.9.	Algoritmo de control . . . . .	82
3.10.	Simulación . . . . .	84



<b>4. Resultados y Discusión</b>	<b>85</b>
4.1. Resultados obtenidos de la caracterización del alambre SMA . . . . .	85
4.2. Resultados de simulación . . . . .	87
4.3. Resultado final de la construcción de la prótesis de mano . . . . .	88
4.4. Interfaz de comunicación . . . . .	89
4.5. Resultados obtenidos del prototipo . . . . .	91
<b>Conclusión</b>	<b>95</b>
<b>Anexo A</b>	<b>97</b>



# Índice de figuras

2.1. Términos que definen los movimientos de la mano [8]. . . . .	7
2.2. Superficie palmar [10] . . . . .	9
2.3. Superficie palmar [8] . . . . .	10
2.4. Vista dorsal de la mano [10]. . . . .	10
2.5. Vista dorsal de la mano [8]. . . . .	11
2.6. Huesos de la muñeca . . . . .	12
2.7. Huesos Metacarpianos [11] . . . . .	12
2.8. Huesos de los dedos [11] . . . . .	13
2.9. Músculos de la mano . . . . .	14
2.10. Movimientos de la muñeca: a) Abducción y aducción, b) Flexión y extensión. . . . .	16
2.11. Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP . . . . .	17
2.12. Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP . . . . .	17
2.13. Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP . . . . .	18
2.14. Movimiento de los dedos. a) Aducción, b) Abducción . . . . .	18
2.15. Flexión y extensión del dedo pulgar. A) MCF y B) IF . . . . .	19
2.16. Oposición del pulgar . . . . .	19
2.17. Clasificación de los patrones funcionales. . . . .	21
2.18. Arcos de la mano . . . . .	21
2.19. Movimiento de separación y aproximación . . . . .	22
2.20. Cierre de la mano en puño recto. . . . .	22
2.21. Efecto del dedo jersey. . . . .	24
2.22. Dedo flexible con déficit de extensión. . . . .	24
2.23. 1 Rotura completa del ligamento colateral cubital. . . . .	26
2.24. Niveles de amputación. . . . .	28
2.25. Inmovilización con férula . . . . .	30
2.26. Puntos de entrada de la aguja. . . . .	30
2.27. Puntos de entrada de la aguja. . . . .	31
2.28. Mano robótica UTA-MIT . . . . .	34
2.29. NTU Hand . . . . .	35
2.30. Mano robotica UB-Hand a) UB-Hand I b) UB-Hand II . . . . .	35
2.31. Prótesis endoesquelética de mano . . . . .	36
2.32. Mano robótica TUAT/Karlsruhe . . . . .	36
2.33. Mano ultra ligera . . . . .	37
2.34. Mano robótica DLR-HAND II . . . . .	37
2.35. Hand Robonaut . . . . .	38
2.36. Hand Bionic I-Limb . . . . .	38
2.37. Michelangelo Hand . . . . .	39
2.38. Bebionic Hand . . . . .	39
2.39. Prótesis Inteligentes . . . . .	40

2.40. Clasificación de actuadores aplicados en prótesis de mano . . . . .	41
2.41. Representación gráfica de las fases . . . . .	46
2.42. Proceso de transformación . . . . .	46
2.43. Comportamiento de histéresis en SMA . . . . .	47
2.44. Prótesis de Mano Hitachi . . . . .	49
2.45. Prótesis Mano Rugters . . . . .	50
3.1. Pieza para el posicionamiento de los dedos. . . . .	51
3.2. Pieza para el posicionamiento de los dedos. . . . .	52
3.3. Pieza palmar . . . . .	55
3.4. Pieza para el posicionamiento de los dedos. . . . .	55
3.5. Diseño de las piezas que conforman la palma de la mano . . . . .	56
3.6. Diseño de las falanges para los dedos de la prótesis de mano . . . . .	57
3.7. Diseño de los dedos de la prótesis . . . . .	57
3.8. Vista del ensamble de la prótesis de mano . . . . .	58
3.9. Movimiento del dedo índice . . . . .	59
3.10. Cinemática del dedo artificial. . . . .	59
3.11. Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL. . . . .	62
3.12. Esquemático del mecanismo del dedo pulgar. . . . .	64
3.13. Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL. . . . .	65
3.14. Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL. . . . .	65
3.15. Raspberry pi Zero . . . . .	67
3.16. Sensor de temperatura DS18B20 . . . . .	68
3.17. Myo Armband . . . . .	70
3.18. Tarjeta PCA9685 . . . . .	70
3.19. Impresión de los componentes. . . . .	71
3.20. Zapata hembra de sujeción. . . . .	72
3.21. Alambres SMA de extensión . . . . .	72
3.22. Sujeción del alambre SMA. . . . .	73
3.23. Resultado final de la sujeción del alambre SMA en todo los dedos. . . . .	73
3.24. Aislantes para las conexiones . . . . .	73
3.25. Resultado final de la sujeción del alambre SMA. . . . .	74
3.26. Base del alambre en forma de resorte . . . . .	74
3.27. Resultado final de la sujeción del alambre SMA. . . . .	74
3.28. Bases fijas a la palma de la mano . . . . .	75
3.29. Resultado final del ensamble. . . . .	75
3.30. Colocación de los sensores . . . . .	76
3.31. Material para la mediciones. . . . .	77
3.32. Plataforma de adquisición de datos. . . . .	77
3.33. Proceso de programación del alambre con memoria de forma. . . . .	77
3.34. Sujeción del alambre con memoria de forma . . . . .	78
3.35. Recocido del alambre con memoria de forma . . . . .	79
3.36. Esquema del procesamiento de datos . . . . .	79
3.37. Función sigmoide [76]. . . . .	81
3.38. Esquemático de simulación. . . . .	84
4.1. Gráfica de Temperatura y Fuerza del alambre SMA . . . . .	86
4.2. Gráfica de Temperatura-Fuerza . . . . .	87
4.3. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano . . . . .	87

4.4. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano . . . . .	88
4.5. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano . . . . .	89
4.6. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano . . . . .	89
4.7. Conexión de la Myo Armband . . . . .	90
4.8. Control del agarre . . . . .	90
4.9. Raspberry pi Zero . . . . .	91
4.10. Flexión de los dedos de la prótesis de mano . . . . .	92
4.11. Extensión de los dedos de la prótesis de mano . . . . .	93



# Índice de cuadros

2.1. Músculos de la mano . . . . .	15
2.2. Músculos de la muñeca . . . . .	15
2.3. Patologías en la mano . . . . .	23
2.4. Lesiones del tendón extensor . . . . .	25
2.5. Tipo de prótesis de mano según el tipo de actuador . . . . .	33
2.6. Materiales inteligentes. . . . .	43
2.7. Propiedades del Nitinol . . . . .	48
3.1. Requerimientos del equipo . . . . .	53
3.2. Medidas de los dedos de la prótesis . . . . .	56
3.3. Características principales del diseño de prótesis . . . . .	60
3.4. Parámetros de la prótesis de mano . . . . .	62
3.5. Parámetros de Denavit-Hartenberg . . . . .	63
3.6. Parámetros de Denavit-Hartenberg para dedo pulgar . . . . .	64
3.7. Circuito de potencia . . . . .	67
3.8. Características de Myo Armband . . . . .	69
3.9. Características mecánicas del ABS . . . . .	71
3.10. Características de alambre con memoria de forma . . . . .	76





# Capítulo 1

## Introducción

La mano es uno de los órganos más importantes del cuerpo humano, ya que es el principal instrumento para la manipulación física del medio siendo el pulpejo la zona con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano. La mano representa hasta un 26 % del potencial del movimiento del cuerpo humano a través de las tareas de manipulación, aprehensión y exploración. La singularidad funcional de la mano humana surge de la compleja disposición geométrica de articulaciones, ligamentos y músculos que actúan como una entidad coordinada para proporcionar una amplia gama de movimientos versátiles. La intrincada mecánica del sistema músculo-esquelético de la mano permite una amplia gama de tareas de manipulación con no sólo alta destreza sino también fuerza ajustable. Los dedos y el pulgar se pueden doblar en un fuerte agarre, conocido como el agarre de potencia, o en el avanzado movimiento manipulador del agarre de precisión. Podemos por lo tanto sostener un perno en un apretón ligero de la pinza o tuerza lo suficiente como para desenroscar la tapa de una botella o, una vez más, mantener un martillo en un agarre lo suficientemente fuerte como para clavar un clavo en una tabla.

Además de la versatilidad de la mano y la flexibilidad del movimiento, la mano actúa como un órgano sensorial. Millones de receptores sensibles incrustados en la piel permiten percibir e interpretar la información que en ese instante está la mano. La piel puede reunir información sobre la presión, la temperatura, el dolor, la textura de la superficie y transmitir esa información al cerebro a través del sistema nervioso central. Las yemas de los dedos contienen las áreas más densas de las terminaciones nerviosas, haciendo de la mano la fuente más rica de retroalimentación táctil del cuerpo humano. Finalmente, la mano también se utiliza como medio de comunicación y permite la expresión de sentimientos. Los gestos de la mano son una parte integral de nuestro lenguaje corporal y nos permiten reforzar una palabra hablada.

Dada la importancia y las funciones, la pérdida de la mano suele ser devastadora para las personas que lo sufren. La pérdida de este miembro impide que una persona realice actividades cotidianas. Es igualmente traumatizante en el nivel psicológico y al mismo tiempo los roles de la vida se alteran, especialmente si la lesión de la mano conduce a una pérdida de empleo.

Dado que la mano es el miembro más utilizado del cuerpo humano, es desafortunadamente también el miembro más común con lesiones o amputaciones. Se calcula que el 30 % de las lesiones tratadas anualmente están relacionadas con lesiones y amputaciones de mano en el lugar de trabajo [1]. Un estudio realizado a lo largo de un periodo de 5 años en un entorno académico indicó que el 40 % de las lesiones registradas fueron a la mano. Sabemos por parte de la Administración de Salud, Higiene y Seguridad Ocupacional Norteamericana (O.S.H.A.) de los 2 millones de trabajadores norteamericanos incapacitados cada año, alrededor de 400,000 presentan lesiones en las manos, donde la zona de los dedos es la más afectada con un 72 %. En México, los costos de las lesiones generan un total de 2,525,086 días de

incapacidad temporal, con un costo promedio por día de 66.7 dolares, generando una erogación en subsidio de 168,473,737 dólares. El sector industrial registra que el 60% de las amputaciones es en la mano, siendo los obreros que trabajan con materiales los que más amputaciones traumáticas registran (6.7%). En nuestro país existen pocos estudios acerca de la epidemiología de los accidentes de trabajo, entre los cuales se encontró uno realizado en empresas textiles, en el que reporta que del total de accidentes de trabajo el 54.8% corresponde a mano, de los cuales el 2.4% es por amputación traumática. Además, se realizaron 50000 nuevas amputaciones cada año, siendo el 25% la amputación del miembro superior, siendo la más común la amputación parcial de la mano con la pérdida de uno o más dígitos. Otras causas del trauma de la mano incluyen enfermedad cardiovascular, accidentes traumáticos, infección, tumores, lesión del nervio y anomalías congénitas [2].

Las lesiones de la mano adquieren gran importancia, por ser uno de los miembros más importantes del cuerpo humano, por su utilización en casi todas las profesiones u ocupaciones.

En el presente trabajo se detalla el desarrollo y construcción de una prótesis de mano actuado con alambres de memoria de forma o Nitinol.

## 1.1. Motivación

En los últimos años y con mayor frecuencia se escucha hablar de términos como *tecnología asistencial*, *tecnología de ayuda* y *tecnología de rehabilitación*. Estos términos hacen referencia al uso de las TIC (Tecnologías de la comunicación y computación) y especialmente al uso de una computadora y periféricos adaptados para personas con diferentes discapacidades, con la finalidad de incrementar, mejorar, mantener, o compensar sus limitaciones funcionales. Actualmente la robótica para rehabilitación incluye una amplia variedad de sistemas que van en la complejidad, desde simples sistemas mecánicos hasta sistemas avanzados de control y electrónica para el desarrollo de novedosos prototipos de extremidades superiores e inferiores. Aunque los avances en los materiales, informática y control, así como la miniaturización de sensores y actuadores han permitido a los investigadores desarrollar herramientas de ayuda altamente efectivas y aplicarlas en prótesis de extremidad superior y así obtener movimientos similares a los del cuerpo humano, la robótica aplicada a exoesqueletos y prótesis sigue siendo un problema sin resolver.

En el campo relacionado a la robótica industrial, los avances realizados en términos de accionamiento, transmisión, diseño de mecanismos, detección y control han conducido al desarrollo de múltiples brazos robóticos de gran destreza tales como: *la mano Belgrade / USC*, *la mano Stanford/JPL* y *la mano Utah/MIT* [3] y [4]. Algunos de los dispositivos desarrollados recientemente ya incluyen *la mano NTU* [5], *la mano del DLR* [6] *la mano de Robonaut de la NASA* [7] y la mano disponible comercialmente. Se puede argumentar que las tecnologías robóticas industriales pueden ser utilizadas para la implementación de exitosos dispositivos de rehabilitación. Sin embargo el problema de la construcción de estos dispositivos para aplicaciones médicas como lo es la rehabilitación y las prótesis de extremidades inferiores y superiores difieren considerablemente del contexto de la robótica industrial, donde los brazos y manos robóticos industriales operan típicamente en un entorno estructurado con tareas predefinidas y, a menudo, sin consideraciones a la interacción humana. La robótica aplicada, la rehabilitación o sustitución de extremidades tiene muchos retos como lo son:

- Tener un bajo costo
- Sean ligeras
- Tengan actuadores menos ruidosos

- Tengan un tamaño y apariencia antropomórfica
- Sean seguras ante el usuario
- Tengan buena comunicación e interacción hombre-máquina.
- Sean adaptables.

Actualmente, para que los dispositivos de rehabilitación y prótesis sean más eficientes, deben ser lo suficientemente inteligentes como para reconocer las capacidades físicas y cognitivas de los usuarios y adaptarse a las necesidades humanas en consecuencia para proporcionar un mayor nivel de confort y funcionalidad. Los dispositivos deben ser ligeros y viables y su interfaz debe ser lo suficientemente simple como para que sea fácil de adaptar a diferentes personas con este problema. De lo contrario, el dispositivo de rehabilitación será rechazado al usuario.

Las personas que han utilizado prótesis de pinza ya han experimentado el manejo de las mismas y de una cierta forma se sienten limitados en cuanto a la función del dispositivo, ya que solo permite tomar ciertos objetos o realizar ciertas funciones. Las personas buscan que las prótesis les permitan realizar diversas actividades sin ponerlos en situaciones que resulten embarazosas y con mayor facilidad, algunas prótesis que ya se encuentra en el mercado ya realizan diversas funciones pero su limitante para la mayoría de las personas desarticuladas de mano es el costo de éstas cuyos precios giran alrededor de los 5,000 hasta los 10,000 dolares. En México este es un problema ya que la mayoría de la gente en esta situación es de escasos recursos. El trabajo desarrollado en esta investigación está motivado por la necesidad de dispositivos de prótesis y de rehabilitación que sean amigables con las personas desarticuladas o discapacitadas, no solo en nivel cosmético sino en funcionamiento y también que sean alcanzables en cuanto a su costo. Ha habido continuos avances en las interfaces hombre-máquina, desarrollo de actuadores musculares y esquema de control biomecánico. Se cree que la aplicación de estas tecnologías puede conducir a interfaces más sofisticadas y de tipo humano que mejor se adapten a las necesidades de la robótica de rehabilitación. Además, a medida que estos dispositivos biomecánicos se hacen más factibles, más ligeros en peso, su capacidad de ayudar de forma autónoma a las funciones motoras del humano aumentará debido a los avances en las tecnologías de componentes anteriores.

Para encontrar una solución a este problema hoy en día, se propone la construcción de un sistema mecánico que ayude a las personas desarticuladas de mano, que tenga la misma adaptabilidad, funcionalidad y capacidad cognitiva como los sistemas biológicos. Esto también se enfoca a la biomecánica, biónica o antropomórfico y se refiere esencialmente a la representación parcial o total de las capacidades funcionales de un organismo vivo en un sistema mecánico. La tendencia en la ingeniería inversa de la naturaleza se justifica por el hecho de que, con millones de años de evolución, los sistemas biológicos han evolucionado en mecanismos muy eficientes y eficaces. Se cree que la imitación de estos sistemas representa un enorme potencial para mejorar las herramientas que actualmente usamos.

## 1.2. Planteamiento del problema

En este trabajo de tesis se plantea realizar el diseño y construcción de una prótesis de mano que cuente con movimiento de flexión y extensión en cada uno de los dedos. Un problema a solucionar es el diseño de la prótesis y el material con el que será manufacturado o impreso según las características, el diseño de los dedos así como también el de la palma de la prótesis es de gran importancia en este trabajo de investigación ya que deben ser lo más parecidas a la mano humana así como estética y compacta,

en la cuestión de fabricación del prototipo debe cumplir con un peso no mayor a los 400gr, fácil de ensamblar, económico y comercial.

Otro problema a enfrentar para el funcionamiento de la prótesis es la adaptación adecuada de los alambres SMA como actuadores, considerando la temperatura máxima a la que serán activados sin dañar ningún componente del prototipo considerando que realizarán la función de flexión y extensión de los dedos.

Para la función de la mano se plantea trabajar con señales EMG, el problema presente en este apartado es que las señales generan mucho ruido y no siempre se pueden emplear en diversas personas y tener los mismo resultados de funcionalidad para la activación adecuada de la prótesis de mano.

Todos los problemas antes mencionados permiten delimitar el proyecto para que únicamente se cuente con movimientos de flexión y extensión en los dedos de la mano.

### 1.3. Propuesta de solución

A continuación se enumeran los pasos a seguir para dar solución a los problemas presentados en este trabajo de tesis:

- Se realizará la parte mecánica de la prótesis mediante el uso del software Solidworks. El diseño cumplirá con las medidas antropométricas adquiridas anteriormente mediante la consulta bibliográfica. El diseño también deberá tener las características específicas, tales como: la posición de los actuadores y la electrónica de potencia.
- Las piezas se elaborarán empleando la tecnología de impresión 3D, y posteriormente se ensamblarán.
- Se construirá la electrónica de potencia y de adquisición y procesamiento de la señales de forma eficiente y eficaz.
- Se obtendrá el modelo matemático analíticamente mediante el uso de diagramas de cuerpo libre y análisis de la cinemática y dinámica de los dedos de la mano.
- En el caso de las señales EMG se utilizará un brazalete MYO que funciona sin ningún inconveniente en cualquier persona que quiera portar la prótesis de mano.

La descripción de propuesta de solución involucrará un grupo de muestras debido al extenso trabajo que este proyecto representa. Se llevará a cabo la validación del proyecto final y los resultados obtenidos servirán para que futuros trabajos hagan la mejora en cuanto a diseño y el aumento de grados de libertad de la prótesis de mano, así como mejoras a la propuesta.

### 1.4. Objetivo

#### 1.4.1. Objetivo general

Desarrollar y construir una prótesis de mano actuada por alambre de aleación con memoria de forma (SMA) que realice la sujeción de objetos con adecuada sincronía de sus componentes.

### 1.4.2. Objetivos particulares

- Realizar el diseño mecánico de una prótesis de mano en un software de diseño asistido por computador CAD (Solid Works).
- Agregar el modelo dinámico de los actuadores al modelo dinámico de la mano y realizar simulaciones.
- Realizar la programación del alambre NITINOL e implementarlo en el prototipo desarrollado.
- Implementar estrategias de control automático para un mejor funcionamiento.

## 1.5. Organización de la Tesis

El capítulo 2 se hace una descripción general de la tecnología robótica aplicada a seres humanos, incluyendo muchos de los prototipos de prótesis de mano que se han construido durante las últimas dos décadas. El capítulo ofrece una visión de cómo la tecnología robótica y biónica ha evolucionado a pasos agigantados con el tiempo, en términos de diseño mecánico, sistemas de accionamiento y retroalimentación sensorial. Este capítulo también abre un panorama a las prótesis de mano que son accionadas con actuadores SMA haciendo un énfasis en cómo los alambres de SMA se utilizan para el movimiento biomecánico. Por último este capítulo se centra en lo que conocemos como prótesis que son dispositivos que han surgido de conceptos robóticos y que se usan en el cuerpo humano para sustituir alguna extremidad del cuerpo humano.

En el capítulo 3 se describen las entidades biológicas partiendo de la estructura ósea, los músculos que gobiernan el movimiento de la mano y las características sensoriales de la mano. También se muestra la manera en cómo se mueve la mano, y sus los tipo de agarre que tiene. Por último, se hace una descripción de los niveles de amputación de la mano humana.

El capítulo 4 explica las características específicas que se incorporan en el diseño de la prótesis de mano para la precisión antropomórfica. El tamaño la prótesis se basó en el tamaño de las medidas estándar de la NASA de la mano humana, así también se presenta la cinemática biónica de las articulaciones y su movimiento. También se presenta aquí un modelo CAD de la prótesis.

El capítulo 5 presenta uno de los objetivos centrales en este trabajo de tesis ya aquí se abre una justificación del por qué se seleccionó el alambre con memoria de forma o Nitinol como sistema de actuación de la prótesis de mano. Se habla del comportamiento característico de la aleación que impulsó su uso como actuador. Este capítulo proporciona una descripción detallada del mecanismo de actuación o mejor conocido como Nitinol para la prótesis de mano. Se presenta el diseño y programación necesaria del tendón para el movimiento de las articulaciones de los dedos.

El capítulo 6 ofrece una breve introducción a los componentes utilizados para caracterizar el comportamiento de SMA. El modelo matemático empleado en este trabajo describe el comportamiento termomecánico de SMAs con un polinomio característico. Este capítulo también cubre el modelado matemático de una articulación de la mano humano.



# Capítulo 2

## Antecedentes

### 2.1. Anatomía de la mano

Uno de los principales objetivos de este trabajo de tesis es desarrollar un prototipo que imite los movimientos básicos de la mano humana. La primera etapa consiste en realizar un estudio profundo de la anatomía y la biomecánica de la mano humana con el fin de extraer los elementos esenciales para la construcción de una prótesis. Dada que la anatomía de la mano suele ser complicada para quien no este familiarizado con ella, se definirán algunos términos utilizados frecuentemente en este capítulo. La Figura 2.1 da una visión pictórica de algunos de los términos descritos a continuación.

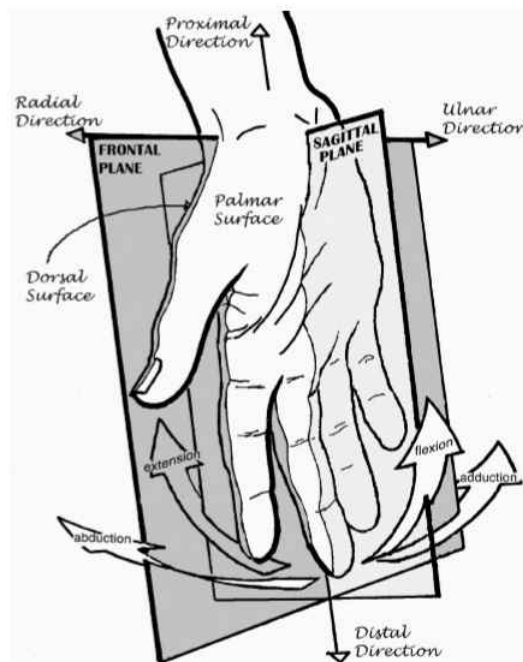


Figura 2.1: Términos que definen los movimientos de la mano [8].

- *Proximal y distal*: Son términos que definen la localización de un componente anatómico con respecto a un punto central. Por lo tanto, la parte distal se referiría a la yema del dedo mientras que la parte proximal se refiere a la base del dedo.
- *Superficie palmar*: Se refiere a la superficie interior de la mano.

- *Superficie dorsal* : Se refiere a la parte posterior de la mano.
- *Plano frontal*: Es el plano paralelo al eje de la mano cuando los dedos se extienden.
- *Plano sagital (o medial)*: Está perpendicular a la palma de la mano, es decir, perpendicular al plano frontal.
- *Eje frontal y sagital*: Ambos están colocados en el dedo medio.
- *Flexión*: Usa el plano frontal de la mano como referencia. Se refiere al movimiento de flexión de una articulación para que el dedo se aleje del plano frontal para cerrar la mano.
- *Extensión*: Usa el plano frontal de la mano como referencia. Se refiere al movimiento en el cual los dedos se mueven hacia el plano frontal para formar una palma plana.
- *Adducción*: Es el movimiento que trae un componente anatómico más cercano al plano sagital.
- *Abducción* : Es el movimiento que extrae el componente anatómico del plano sagital.
- *Superficie articular*: Se refiere a la superficie de una articulación en la que se encuentran los extremos de los huesos.
- *Falange*: Se refiere a los huesos de los dedos, así como el segmento del dedo entre sí.
- *Dirección Ulnar* : Se deriva de radio; el hueso largo interno del antebrazo situado en el lado del pulgar, por lo tanto, se refiere a la dirección hacia el pulgar.
- *Dirección Radial*: Se refiere al hueso largo exterior del hueso del antebrazo, por lo tanto, se refiere a una dirección opuesta al pulgar.

La mano es un instrumento notable, capaz de permitir hacer innumerables acciones, debido a su función esencial, está constituida por una serie de articulaciones complejas, ubicadas de manera delicada y cuya función está integrada en casi todas las actividades de la vida cotidiana. A la vez que la mano es la porción más activa de la extremidad superior, es la menos protegida, y al mismo tiempo, es vulnerable en extremo.

La mano se puede definir como un órgano prensil, resultado de un conjunto estructural muy complejo, con dinámica propia, que constituye un todo funcional, formado por una serie de conjuntos de elementos que han evolucionado en forma casi perfecta, convirtiéndose en una herramienta indispensable en los diferentes aspectos de la vida diaria [9].

Un factor muy importante a considerar en el funcionamiento de la mano humana es el manejo de la **esterognocia** (los posicionamientos en el espacio en base a la información recibida sobre las profundidades y relieves que se recibe por medio de la observación), es decir, existe una coordinación psicomotriz entre la vista y la mano.

### 2.1.1. Mano

La mano está formada por 27 huesos, 35 músculos, 48 nervios y 123 ligamentos, así también por un sistema vascular muy completo y complejo [9].



Se divide en tres regiones; la muñeca (carpo), metacarpo y los dedos [9]. La mano está conformada de tal manera que exhibe dos caras: la superficie palmar y la superficie dorsal.

La muñeca es la articulación distal de la extremidad superior y permite que la mano, que es la parte efectora, tenga la posición óptima para el momento de prensión. Básicamente tiene dos grados de libertad, cuando la rotación del antebrazo alrededor de su eje largo, la mano se puede orientar fácilmente en cualquier ángulo para sujetar algún objeto [8].

### 2.1.2. Superficie Palmar

La superficie palmar de la muñeca y la mano contienen muchos pliegues en los sitios en que la fascia se inserta en la piel. Así mismo la palma de la mano incluye tres partes [10]:

- **Centro:** Se conoce como el hueco de la mano, corresponde a la celda palmar media con los tendones flexores, los vasos y los nervios. Tiene dos pliegues: pliegue palmar inferior y el pliegue palmar medio (Figura 2.2 ).
- **Por fuera:** Una zona especialmente convexa, contigua a la base del pulgar, tiene el pliegue por dentro palmar superior, también denominado pliegue de oposición del pulgar, incluye los músculos tenares, la palpación da a conocer la prominencia ósea dura del tubérculo del escafoides (Figura 2.2 ).
- **Por dentro:** La eminencia hipoténar, incluye los músculos hipotenares, motores intrínsecos del meñique (Figura 2.2 ).

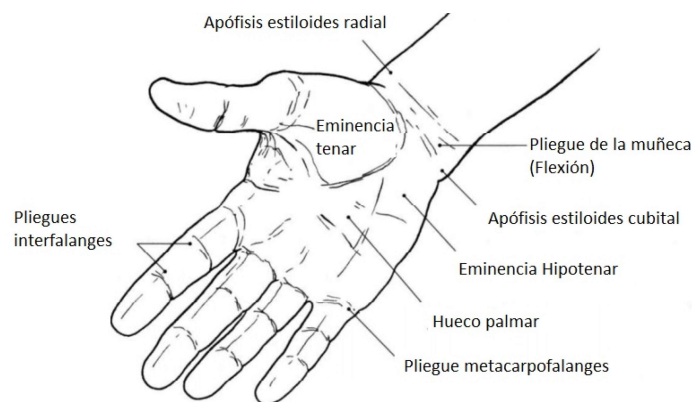


Figura 2.2: Superficie palmar [10]

La superficie palmar de los dedos se origina en el pliegue digitopalmar (12) se localiza entre los 10mm-15mm por debajo de la articulación metacarpofalángica. Los cuatro últimos dedos están separados entre sí por la segunda, tercera y cuarta comisura (13), menos profundas que la superficie dorsal. El pliegue dorsal de flexión de la articulación interfalángica proximal (14) es doble y se sitúa algo por encima de su articulación; separa la primera falange (15) de la segunda (16); el pliegue de flexión de la interfalángica distal es simple (17); también localizada algo por encima de su articulación y constituye el límite superior del pulpejo (18) en la cara anterior de la tercera falange (Figura 2.3) [8].

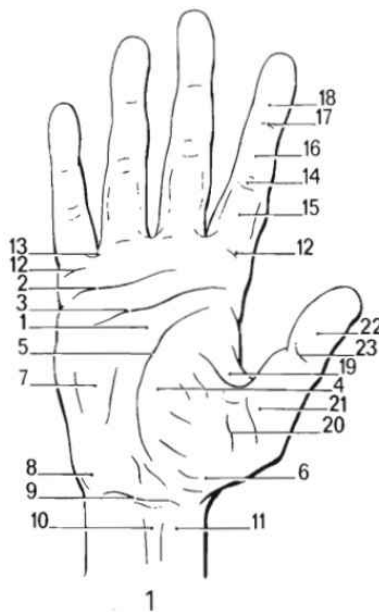


Figura 2.3: Superficie palmar [8]

La piel palmar desempeña un gran rol significativo en la perceptibilidad de la mano o percepción del tacto, en la seguridad del miembro superior a través de la protección sensitiva, y en el soporte para el miembro en carga.

### 2.1.3. Superficie Dorsal

Elevado por los tendones extensores (24), está limitado por debajo por tres eminencias duras y redondeadas, que corresponden a las cabezas metacarpeanas (25), y por las tres comisuras interdigitales (26) profundamente escotadas en la cara dorsal (Figura 2.4 y 2.5 ).

Por dentro, el borde cubital de la mano (27) está acolchonado por el aductor del meñique (Figura 2.4 y 2.5 ).

La piel dorsal a menudo es muy fina, notablemente flexible y permite una gran variedad de movimientos articulares.

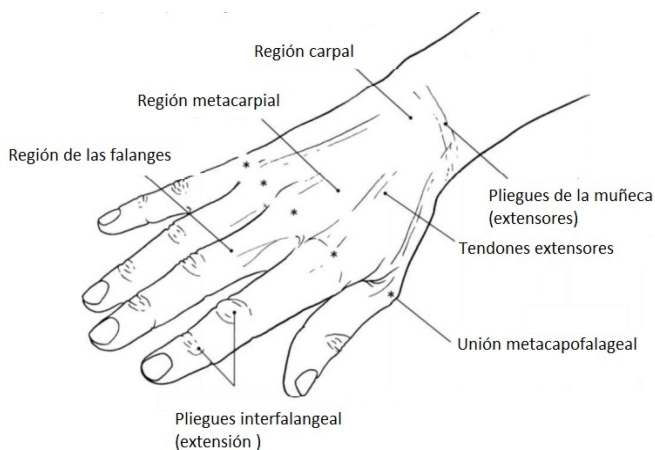


Figura 2.4: Vista dorsal de la mano [10].

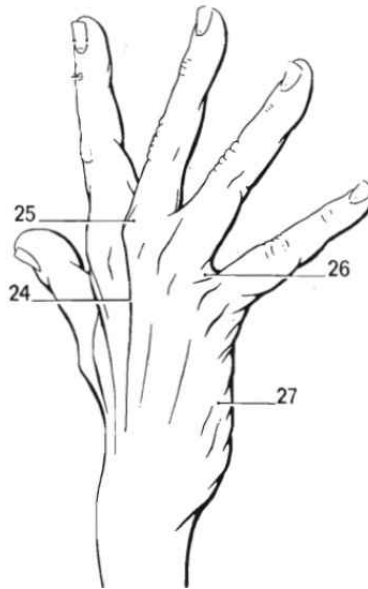


Figura 2.5: Vista dorsal de la mano [8].

#### 2.1.4. Estructura Ósea

##### Huesos de la muñeca o carpo

Los huesos que unen al antebrazo con la mano reciben por nombre huesos del carpo. El carpo o muñeca está compuesto por ocho huesos cortos que se disponen en dos filas :

- La fila superior (proximal) que comprende de lateral a media: hueso escafoides, hueso semilunar, el hueso piramidal, y el hueso pisiforme (Figura 2.6) [11].
- La fila inferior (distal) que comprende de lateral a medial al: el hueso trapecio, el hueso trapecoide, el hueso grande, y el hueso ganchoso (Figura 2.6) [11].

El conjunto de huesos por donde se deslizan los tendones de los músculos flexores de los dedos; todos ellos presentan seis caras [11]; dos de ellas la anterior y posterior son rugosas y corresponden a las caras, palmar y dorsal de la mano mientras que las otras cuatro caras son articulares, están incrustadas en cartílagos para que articulen con los huesos inmediatos.

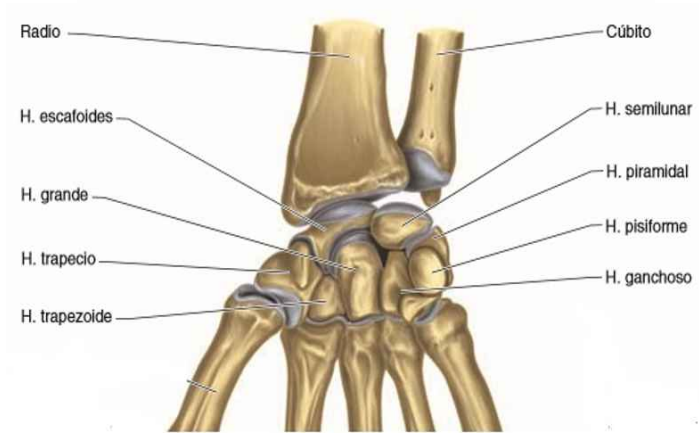


Figura 2.6: Huesos de la muñeca

### Huesos inferiores o metacarpiana

Constituyen el esqueleto de la palma y del dorso de la mano, formado por cinco huesos largos: los metacarpianos, denominados como primero (I), segundo (II), tercero (III), cuarto (IV) y quinto (V). Se encuentran separados entre sí, limitando los cuatro espacios interóseos. (Figura 2.7) [11].

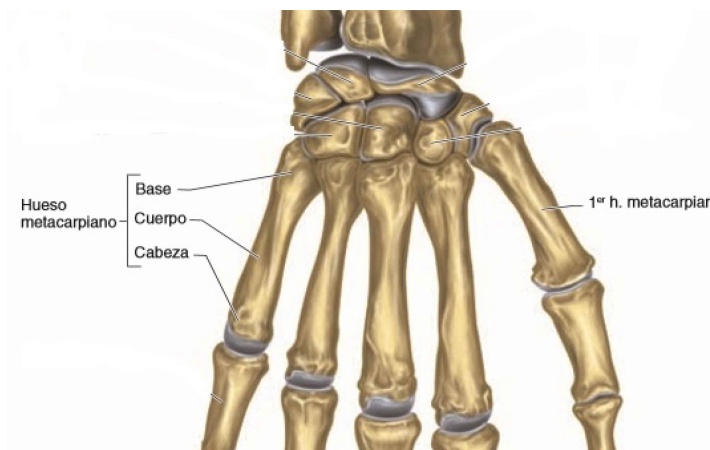


Figura 2.7: Huesos Metacarpianos [11]

### Huesos de los dedos

Cada dedo está compuesto por tres falanges, excepto el dedo pulgar que solo tiene dos falanges. Se denominan : primer dedo o dedo pulgar, segundo dedo o dedo índice, tercer dedo o dedo medio, cuarto dedo o dedo anular y quinto dedo o dedo meñique. Las falanges se llaman: proximal, media y distal. El pulgar sólo posee falange proximal y falange distal (Figura 2.8).

- Falange Proximal: La falange proximal de cada dedo tiene una base redondeada cóncava para la articulación con el metacarpiano, y una cabeza en forma de polea.
- Falange Media: La base de la falange media es cóncava pero con una cresta mediana que coincide con la forma de la cabeza de la falange proximal. La cabeza tiene la misma superficie que la falange proximal.

- Falange Distal: La base de la falange distal es idéntica a la base de la segunda falange. Su cabeza palmar tiene una protuberancia para el área de la punta del dedo.

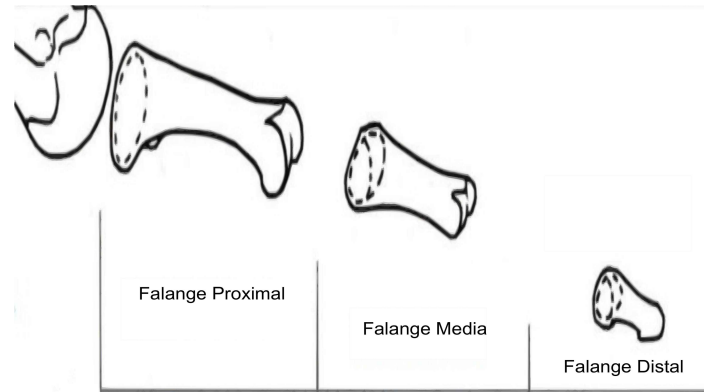


Figura 2.8: Huesos de los dedos [11]

### 2.1.5. Sistema Articular

En la muñeca el complejo articular consiste en dos articulaciones Figura (muñeca):

- La articulación radiocarpiana (RC) (articulación de la muñeca), entre la cabeza radial y la fila proximal de huesos del carpo.
- La articulación medio-carpiana (MC) entre las filas proximales y distales de los huesos del carpo.

#### Tendones de la mano

El tendón es una estructura bastante fibrosa de color nacarado, e inextensible, que sirve de unión entre la masa muscular y la estructura ósea.

El tendón histológicamente está constituido por tejidos conectivo denso, dispuesto regularmente, formado por fibrositos que se localizan entre haces paralelos de material colágeno, estos dispuestos en fascículos longitudinales, separados entre ellos por tejido conjuntivo laxo, los cuales van a estar cubiertos por un tejido conjuntivo denso.

Se hace evidente que los tendones a nivel del carpo se encuentran individualizados, adoptando una posición, casi siempre constante, los tendones flexores superficiales de los dedos se disponen en tal forma que los destinados a los dedos anulares y medio son más superficiales que los destinados a los dedos índice y meñique. Mientras que los tendones de los flexores profundos de los dedos se disponen más profundamente colocándose uno al lado del otro.

El flexor largo del pulgar discurre por el lado radial del carpo en un plano casi similar al de los tendones flexores profundos de los dedos.

El tendón flexor superficial se divide en dos bandas y éstas van a insertarse a cada lado de la falange media, mientras que el tendón flexor profundo continúa su trayecto atravesando las dos bandas flexoras para insertarse en la falange distal del dedo.

En su trayecto digital los flexores superficial y profundo pasan por un estuche fibroso llamado vaina flexora, los cuales contienen un sistema de poleas de 2 tipos, las anulares y las cruzadas, donde las poleas anulares permiten la estabilidad mecánica del tendón y las cruciformes permiten una estabilización con flexibilidad. Estas poleas también impiden la protrusión del tendón.

El flexor largo del pulgar discurre entre las dos vertientes del flexor corto del pulgar. En la zona de la cabeza del primer metacarpiano penetra digitalmente, y debido a la situación anatómica, el tendón queda cubierto por la musculatura tenar, pasando por una polea en la falange proximal del pulgar.

El flexor superficial del dedo anular tiene la misma longitud.

## Músculos de la mano

Los músculos que tienen origen en algún sector de la mano se conocen como músculos intrínsecos mientras que los que surgen del brazo y antebrazo se llaman músculos extrínsecos; siendo estos últimos músculos de mayor tamaño, relacionados con la fuerza que desarrolla la mano, por otra parte, los músculos intrínsecos son pequeños y se asocian a desenvolver pequeños movimientos de los dedos. Los músculos principales flexores de los dedos son el Flexor Digital Profundo que es utilizado para flexionar los dedos utilizando poca fuerza y el Flexor Digital Superficial que es utilizado cuando se requiere mayor fuerza (Figura 2.9).

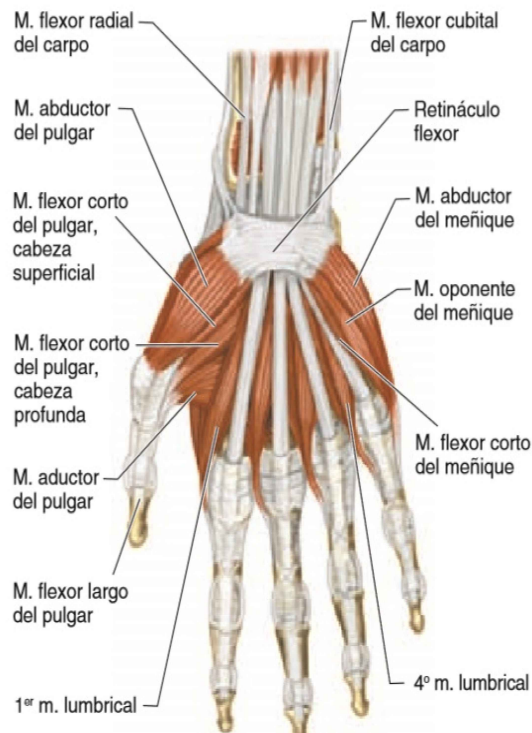


Figura 2.9: Músculos de la mano

En la Tabla (2.1) y (2.2) se hace de forma general un listado de los músculos intrínsecos y extrínsecos de la mano y de la muñeca así como una breve descripción de la actividad que desempeñan.

<b>Músculos de la mano</b>		
	<b>Músculo</b>	<b>Actividad</b>
Extrínsecos	Flexor superficial de los dedos	Flexión de las articulaciones IFP y MCF
	Flexor profundo de los dedos	Flexión de las articulaciones IFD, IFP y MCF
	Flexor largo del pulgar	Flexión de las articulaciones IF y MCF del pulgar
	Extensor largo del pulgar	Extensión de las articulaciones IF y MCF del pulgar
	Extensor corto del pulgar	Extensión de la articulación MCF del pulgar
	Abductor largo del pulgar	Abducción del pulgar
	Extensor propio del índice	Extensión del índice
	Extensor común de los dedos	Extensión de los dedos
	Extensor propio del meñique	Extensión del meñique
Intrínsecos	Interóseos(todos)	Extensión de las articulaciones IFP e IFD y flexión de las articulaciones MCF
	Interóseos dorsales	Separa los dedos índice y anular del dedo medio
	Interóseos palmares	Aducción del índice, anular y meñique hacia el dedo medio
	Lumbricales	Extensión de las articulaciones IFP e IFD y flexión de las articulaciones MCF del segundo al quinto dedo
	Tenar abductor corto del pulgar	Abducción del pulgar
	Tenar flexor corto del pulgar	Flexión y rotación del pulgar
	Tenar oponente del pulgar	Rotación del primer metacarpiano hacia la palma
	Hipotenar abductor del meñique	Abducción del meñique(Extensión de las articulaciones IFP e IFD)
	Hipotenar flexor del meñique	Flexión de la falange proximal del meñique
	Aductor del pulgar	Aducción del pulgar

Cuadro 2.1: Músculos de la mano

<b>Músculos de la muñeca</b>	
<b>Músculos</b>	<b>Actividad</b>
Flexor cubital anterior	Flexión del carpo(desviación cubital de la mano)
Flexor palmar mayor	Flexión del carpo(deviación radial de la mano)
Flexor palmar menor	Tensión de la fascia palmar
Extensor del primer radial	Extensión del carpo(desviación radial de la mano)
Extensor del segundo radial	Extensión del carpo(desviación radial de la mano)
Extensor cubital posterior	Extensión del carpo (desviación cubital de la mano)
Pronador redondo	Pronación del antebrazo
Pronador cuadrado	Pronación del antebrazo
Supinador corto	Supinación del antebrazo
Supinador largo	Pronación y Supinación (dependiendo la posición)

Cuadro 2.2: Músculos de la muñeca

## 2.2. Rangos de movimiento de la mano

Las distintas formas de las articulaciones CMC, MCF e IF de los dedos son responsables de las diferencias en los grados de libertad de estas articulaciones. La orientación única del pulgar, la gran

comisura, y la configuración especial de la articulación CMC del pulgar permite la gran movilidad y versatilidad de este dedo. Los movimientos de la mano son aducción, abducción, flexión, extensión y circunducción.

La mano humana puede realizar diferentes acciones, como el agarre de fuerza o a mano llena, el gancho de agarre y la pinza fina o de precisión la cual requiere contar con destrezas especiales de cada dedo comprometido en la acción 2.2.2.

La mano tiene básicamente 3 funciones para su cabal funcionamiento, estas son la flexión de los dedos, la extensión de las dedos y la operación del pulgar.

### 2.2.1. Movimientos de las articulaciones de la muñeca

El movimiento de extensión en condiciones normales del carpo presenta un ángulo entre  $40^\circ$  y  $60^\circ$  aproximadamente con respecto a un eje neutro de  $0^\circ$ , mientras que el ángulo del arco de flexión palmar se encuentra aproximadamente entre los  $60^\circ$  y  $80^\circ$ . La flexión y la extensión de la muñeca son movimientos que pueden efectuarse en la articulación proximal y distal, sin embargo, los movimientos de abducción radial y cubital solo se llevan a cabo en la articulación proximal, donde la desviación cubital tiene un arco aproximadamente de  $30^\circ$  a  $40^\circ$  y la desviación radial es de  $20^\circ$ .

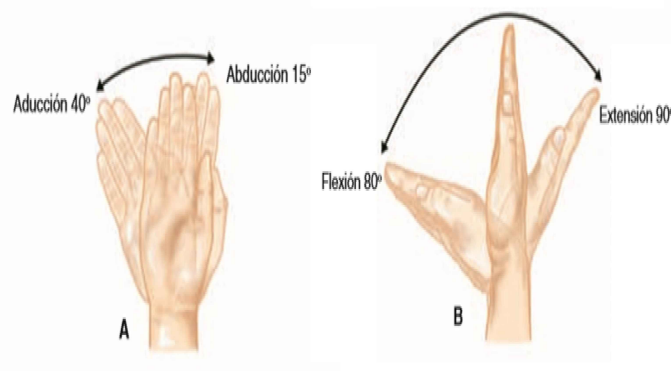


Figura 2.10: Movimientos de la muñeca: a) Abducción y aducción, b) Flexión y extensión.

### 2.2.2. Movimiento de los Dedos

Las distintas formas de las articulaciones de los dedos son responsables de las diferencias entre los grados de libertad de estas articulaciones. La orientación única del pulgar, la gran comisura, y la configuración especial de las articulaciones del pulgar permite la gran movilidad y versatilidad de este dedo.

El movimiento desarrollado por los dedos se mide en el grado máximo de flexión hasta el grado mínimo de extensión. La hiperextensión está dada por un ángulo negativo, por lo tanto el rango total del movimiento de cada uno de los dedos se determina estando en el ángulo de extensión del ángulo de flexión. La abducción y aducción de los dedos son identificadas para determinar la función de los músculos interóseos de la mano. El movimiento de las articulaciones IFP, IFD y MCF del pulgar se visualizan igual que los demás dedos, empleando el criterio anterior para cada una de las articulaciones.

La flexión de los dedos a la altura de las articulaciones MCF puede formar un ángulo aproximado de  $90^\circ$  desde el origen. Por otra parte, la extensión de los dedos es hasta  $45^\circ$  aproximadamente en dirección



opuesta.

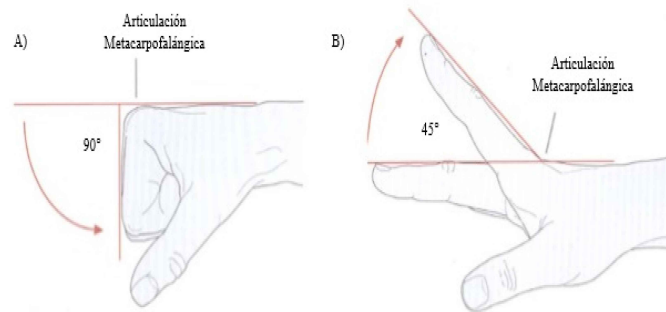


Figura 2.11: Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP

Las articulaciones IFP no pueden desarrollar movimientos de extensión. Sin embargo la flexión de los dedos se puede dar hasta por  $100^\circ$  aproximadamente.

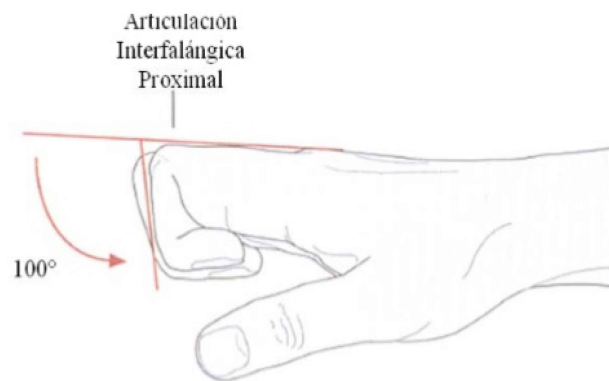


Figura 2.12: Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP

La flexión de los dedos en las articulaciones IFD puede formar un ángulo aproximado de  $90^\circ$  y la extensión de los dedos es de máximo  $10^\circ$  aproximadamente en dirección apuesta.

La abducción y aducción de las articulaciones MCF son movimientos que separan o juntan respectivamente a los dedos con respecto a un eje dorso-palmar, donde la denominación de dicha trayectoria se hace a partir del dedo medio y es de aproximadamente  $20^\circ$ .

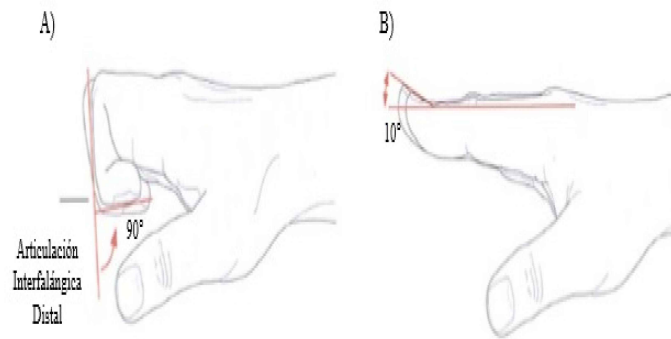


Figura 2.13: Movimiento de los dedos. a) Flexión, b) Extensión de las articulaciones IFP

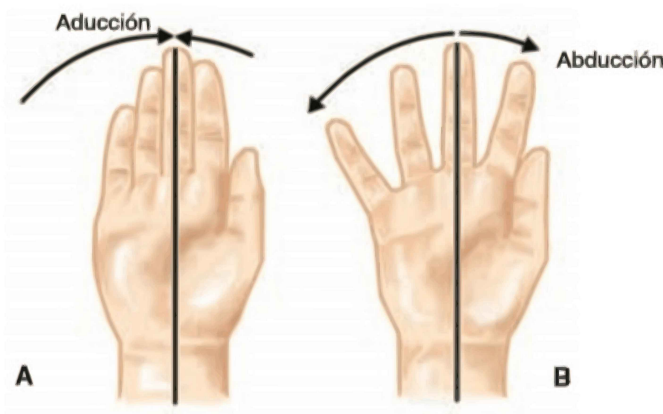


Figura 2.14: Movimiento de los dedos. a) Aducción, b) Abducción

### 2.2.3. Movimiento del dedo pulgar

En el nivel CMC, la base del metacarpiano del pulgar forma una articulación sellar con el trapecio. Esta configuración permite el amplio rango de movimiento del primer metacarpiano a través de un espacio cónico que se extiende desde el plano de la mano palmarmente en la dirección radial. El movimiento del primer metacarpiano se describe en grados de abducción, tanto radial o palmar, desde el segundo metacarpiano, por lo tanto definiendo el plano en el que se lleva a cabo este movimiento con respecto al plano de la mano. Los términos flexión y extensión con respecto al pulgar se reservan para los movimientos de las articulaciones MCF e IF.

El movimiento más importante del pulgar es la oposición, en el que se acopla la abducción con la rotación en la articulación CMC moviéndose el pulgar hacia la eminencia hipotenar; la flexión en las articulaciones MCF e IF lleva el pulgar próximo a los pulpejos. La completa oposición se aprecia cuando la eminencia del pulgar toca la eminencia del dedo meñique. Una orientación lateral del pulgar respecto al dedo meñique representa el uso de la flexión y la aducción, para lo que se usan los músculos oponentes, lo que define la oposición del pulgar, que solo se considera completa cuando se realiza el contacto eminencia-eminencia.

La articulación MCF del pulgar se parece a las de los dedos. El rango de flexión desde la posición cero varía considerablemente entre los individuos, de tan poco como  $30^\circ$  hasta tanto como  $90^\circ$ ; la extensión desde la posición cero es aproximadamente  $15^\circ$ . La articulación IF del pulgar, la articulación más distal,

se parece y funciona de forma similar a las articulaciones análogas distales en los dedos (Figuras 2.2.3y 2.2.3 ) [14].

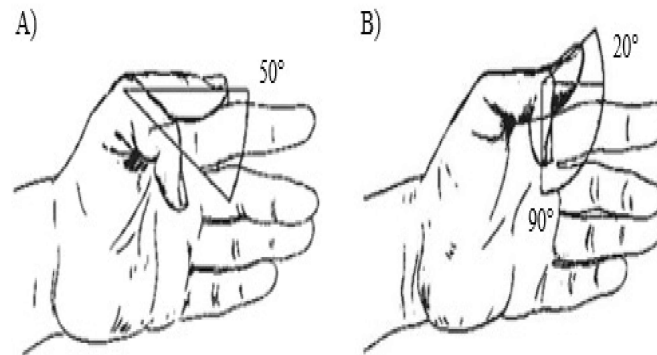


Figura 2.15: Flexión y extensión del dedo pulgar. A) MCF y B) IF

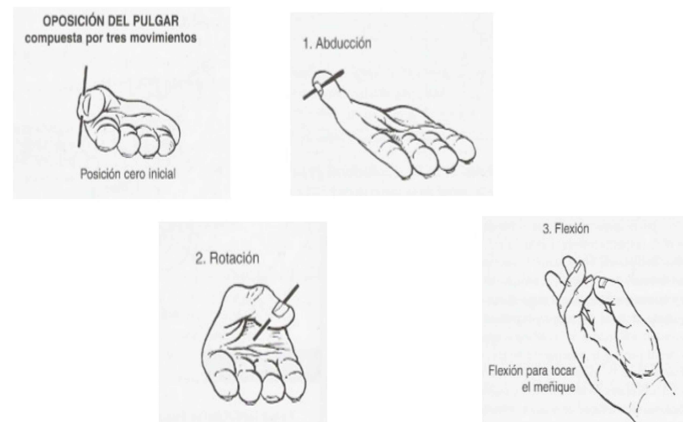


Figura 2.16: Oposición del pulgar

## 2.3. Patrones Funcionales

Esta compleja organización anatómica y funcional de la mano converge en la prensión. La función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendidas desde la muñeca hasta las falanges distales. La interrupción en los sistemas de arcos transversales y longitudinales resulta en inestabilidad, deformidad y pérdida de función.

Los patrones de función prensil son movimientos en los que se agarra un objeto y éste se mantiene en parteo de forma completa dentro de la superficie de la mano. La eficiencia de la función prensil depende de:

- La eficiencia de la primera articulación carpometacarpiana y, en menor grado, de la cuarta y quinta MCF.
- La rigidez relativa de la segunda y tercera articulaciones carpometacarpianas.

- La estabilidad de los arcos longitudinales del pulgar de los otros dedos.
- El sinergismo y el antagonismo equilibrado entre los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano.
- La aferencia sensorial adecuada de áreas de la mano.
- Las precisas relaciones entre la longitud, movilidad y posición de cada hilera de dedos

Los patrones funcionales se clasifican en : agarres de fuerza y agarres de precisión.

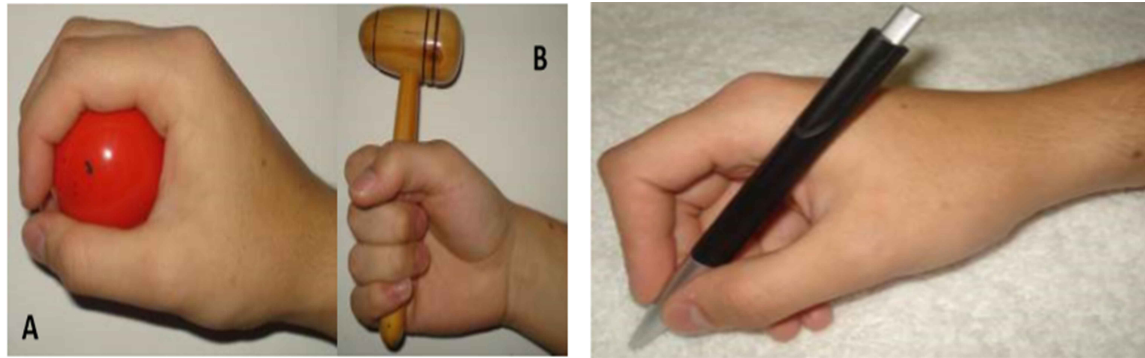
**Agarres de fuerza** son aquellos en los cuales los dedos están flexionados en las tres articulaciones y la palma, el pulgar se aduce y queda posicionado sobre la cara palmar del objeto, hay una ligera desviación cubital y se realiza una ligera dorsiflexión para aumentar la tensión de los tendones flexores.

**Agarres de precisión** son aquellos utilizados para la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca se posiciona en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Los agarres de precisión se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges utilizadas para soportar el objeto que se está manipulando, así; pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral o de llave, pinza de pulpejo o cubital.

La sujeción de un objeto puede definirse como *la aplicación de fuerzas funcionales de la mano hacia un objeto para realizar una tarea determinada* existe una gran variedad de formas de sujetar un objeto, que se obtienen cambiando la cinemática y la cinética de la mano, para ello es necesario manejar 30 variables mecánicas: seis por cada dedo, tres componentes de fuerza y tres componentes de momento para sostener un objeto de forma estable. Es posible manejar la fuerza aplicada en cada uno de los dedos, así como cambiar la cinemática del agarre, usando diferentes posiciones en las falanges de los dedos, para sujetar un objetivo determinado [12].

Los agarres son : cilíndrico, puntual, lateral, esférico y de gancho.

- Un agarre cilíndrico se usa para sujetar objetos como la taza de café y objetos de forma cilíndrica en general.
- El agarre puntual se usa cuando se sujetan objetos pequeños como tornillos, clavos o pedazos de papel.
- Un agarre palmar se usa para sostener objetos relativamente delgados.
- El agarre lateral se usa para objetos delgados y plano.
- El agarre esférico se emplea para sujetar objetos como una pelota o una manzana
- El agarre de gancho se usa para levantar, jalar o sujetar objetos pesados.



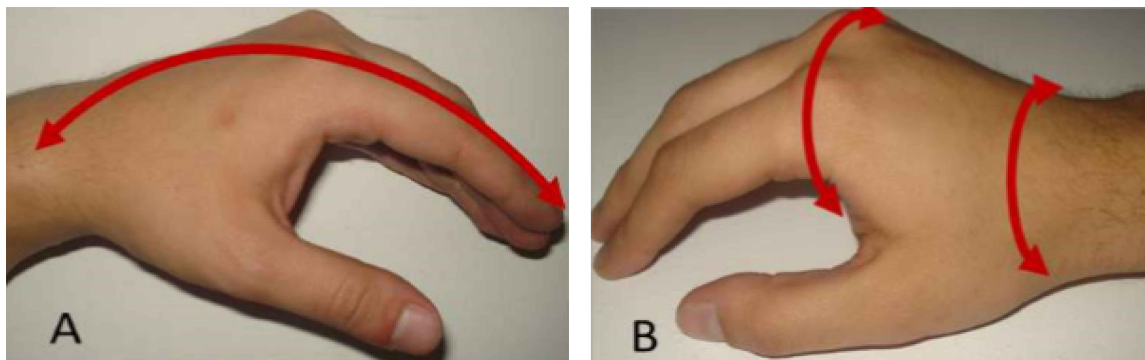
(a) Agarre de fuerza.

(b) Agarre de precisión

Figura 2.17: Clasificación de los patrones funcionales.

## 2.4. Manipulación de objetos

Para tomar cualquier tipo de objeto la mano debe adoptar cierta forma. Cuando se quiere sujetar un objeto voluminoso, la mano se ahueca y forma arcos orientados en tres direcciones: en sentido transversal, que corresponde a la concavidad del macizo carpiano y se prolonga hacia abajo mediante el arco metacarpiano; en sentido longitudinal, los arcos carpometacarpofalángicos que están constituidos en cada dedo, por el metacarpiano, y las falanges correspondientes, en sentido oblicuo, se forman los arcos de oposición del pulgar con los otros cuatro dedos, el más importante de estos arcos reúne y opone el pulgar al índice y el más extremo de los arcos de oposición pasa por el pulgar y el meñique como se muestra en las Figuras 2.18 [12] [13].



(a) Arco longitudinal.

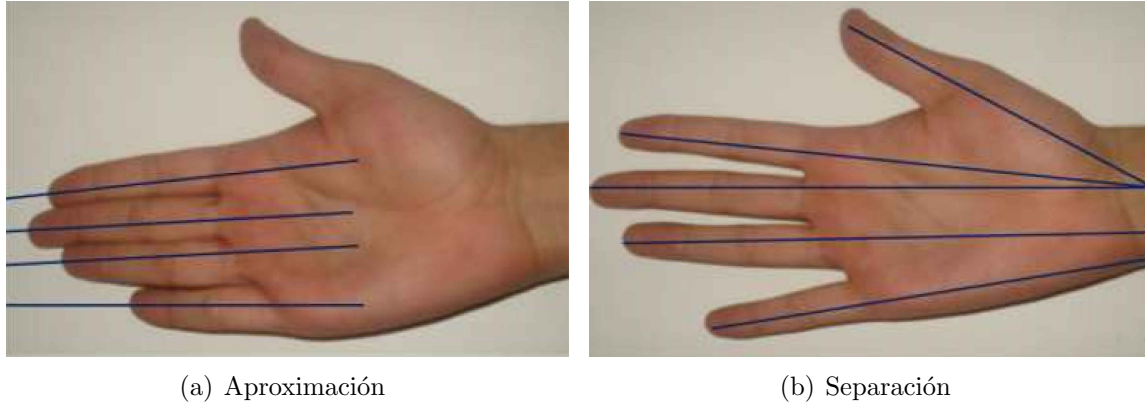
(b) Arco transverso.



(c) Arco oblicuo

Figura 2.18: Arcos de la mano

Cuando los dedos se separan, el eje de cada uno de ellos converge con la base de la eminencia tenar. Los movimientos de abducción y la aducción se realizan con respecto al eje de la mano y no del carpo. Durante estos movimientos el dedo medio permanece casi inmóvil. Cuando los dedos realizan movimientos de separación o de aproximación, sus ejes tampoco convergen en uno solo punto ya que existe un paralelismo de los dos últimos dedos y una divergencia entre los tres primeros (Figura 2.19).



(a) Aproximación

(b) Separación

Figura 2.19: Movimiento de separación y aproximación

Cuando se realiza un cierre de mano en puño recto todas las falanges, exceptuando la distal del pulgar, convergen en un punto situado en la parte inferior del canal del pulso (Figura 2.20).

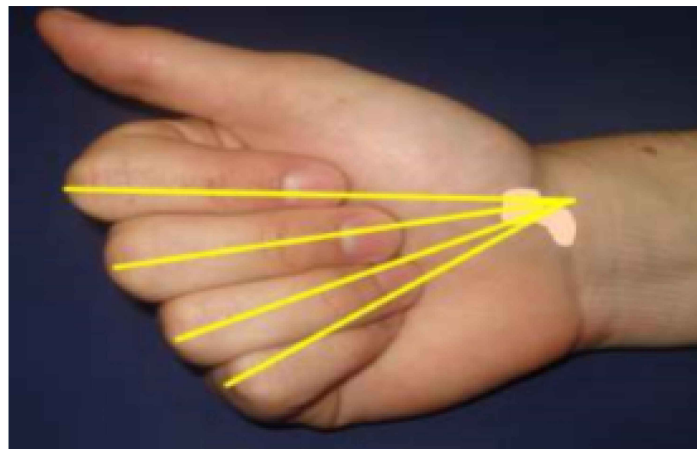


Figura 2.20: Cierre de la mano en puño recto.

## 2.5. Fisiopatología de la mano humana

La mano humana constituye una estructura anatómica de suma importancia para realizar las actividades diarias. Las patologías que afectan a la mano pueden llegar a provocar importantes limitaciones a las personas. Es importante el estudio para un diagnóstico y un tratamiento adecuado. La mayoría de estas patologías son de causa postraumática. La Tabla 2.3 describe las patologías más frecuentes en la mano y en la muñeca.

Aunque se realizó una clasificación aceptable de los tipos de lesiones de la mano y la muñeca en la siguiente sección se realizará una descripción detallada de las lesiones más comunes en los hospitales.

Patologías frecuentes en la mano y muñeca	
Patología ósea	Luxaciones
	Fracturas
	Tumores:encondroma
	Patología infecciosa: osteomielitis aguda
Patología articular	Necrosis avascular: Necrosis avascular del escafoi- des y Enfermedad de Kienböck
	Artrosis
Patología periarticular/tendinosa	Artropatía inflamatoria: Artritis reumatoide, Ar- tritis séptica, Artritis por microcristales
	Tenosinovitis de De Quervain
	Tenosinovitis flexora
	Dedo en resorte
	Dedo en martillo
Patología neurovascular	Gangliones
	Síndrome del túnel del carpo
	Síndrome del canal de Guyon
Mis- celánea	Fenómeno de Raynaud
	Enfermedad de Dupuytren
	Infecciones de partes blandas
	Distrofia simpático-refleja

Cuadro 2.3: Patologías en la mano

### 2.5.1. Lesiones de la muñeca y la mano

Las lesiones en miembros superior llegan a ser mas frecuentes que en el miembro inferior, este tipo de lesiones ocurren por accidentes traumáticos o enfermedades en este aparato describen las lesiones más frecuentes.

#### Dedo de resorte

La fisiopatología al dedo en resorte es una incapacidad de los dos tendones flexores del dedo (FSD y FPD) para deslizar con suavidad, creando la necesidad de incrementar la tensión para forzar el deslizamiento del tendón y una sacudida brusca cuando el nódulo del tendón flexor tira súbitamente bajo la polea constrictora (efecto resorte). Suele ser doloroso y se presenta con mayor frecuencia en el dedo pulgar, medio y anular [51].

#### Dedo de jersey

Puede estar presente en cualquier dedo pero es mas frecuente en el dedo anular. Esta lesión normalmente ocurre por estrés hiperextenso aplicado a un dedo flexionado. Una forma de detectarlo es comprobar específicamente la incapacidad para flexionar activamente la articulación interfalángica distal (Figura 2.21) [52][62].

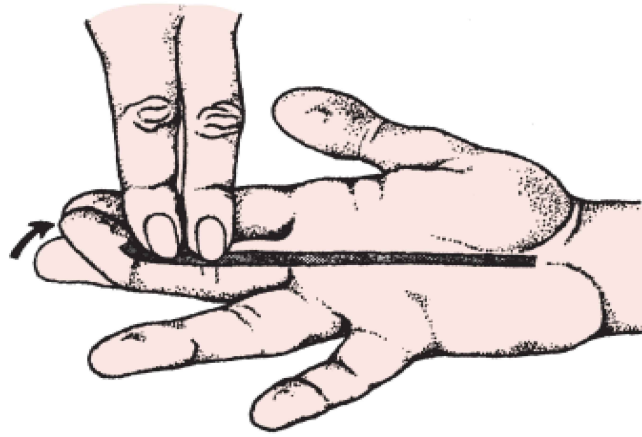


Figura 2.21: Efecto del dedo jersey.

### Lesiones del tendón extensor

Una lesión en una zona normalmente produce un desequilibrio compensador en zonas vecinas. La rotura de la banda terminal del tendón extensor permite al mecanismo extensor migrar proximalmente y ejercer una fuerza de hiperextensión sobre la interfalángica proximal mediante la inserción de la banda central. De este modo, las lesiones del tendón extensor no pueden considerarse trastornos estáticos simplemente [54] [55].

Específicamente las lesiones abiertas resultan difíciles de inmovilizar y la interfalángica distal puede ser perforada por una aguja de calibre 22. la siguiente tabla 2.4 describe las posibles zonas de lesión del tendón extensor (Figura 2.22).

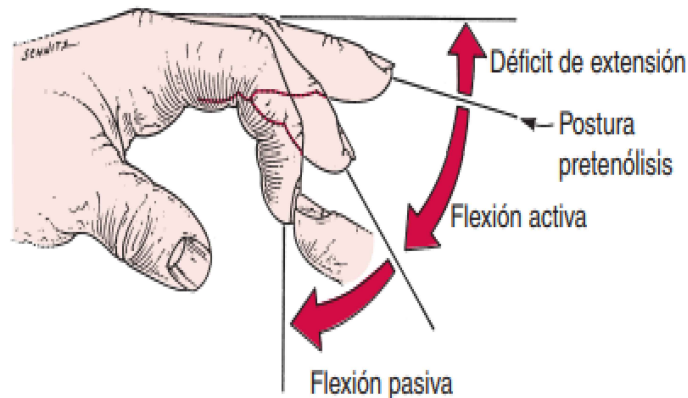


Figura 2.22: Dedo flexible con déficit de extensión.

Una de las lesiones más comunes es la llamada **dedo de martillo**. La avulsión del tendón extensor en su inserción distal en el dorso de la articulación interfalángica distal produce un déficit de extensión en dicha articulación. Se denomina dedo en martillo de origen óseo o dedo en martillo de origen tendinoso a una postura flexionada o caída de la articulación interfalángica distal y la incapacidad para extender o enderezar activamente la articulación interfalángica distal. La clasificación de dedo en martillo se en lista a continuación:

- Tipo I: Avulsión del tendón extensor en la falange distal.



Zonas de lesión del mecanismo extensor		
Zona	Dedo	Pulgar
1	Articulación IFD	Articulación IF
2	Falange media	Falange proximal
3	Extremo IFP	Articulación MCF
4	Falange proximal	Metacarpiano
5	Extremo MCF	-
6	Mano superior	-
7	Retináculo extensor	Retináculo extensor
8	Antebrazo distal	Antebrazo distal

Cuadro 2.4: Lesiones del tendón extensor

- Tipo II: Desgarro del tendón extensor
- Tipo III: Avulsión profunda que lesiona la piel y el tendón
- Tipo IV: Fractura de la falange distal con tres subtipos:
  - Tipo IV A: Fractura transepifisaria en la infancia
  - Tipo IV B: Menos de la mitad de la superficie articular afectada sin subluxación
  - Tipo IV C: más de la mitad de la superficie articular afectada, y puede asociarse a subluxación palmar

### Fracturas y luxaciones de la mano

Las fracturas y luxaciones de la mano se clasifican como lesiones estables o inestables para determinar el tratamiento apropiado. Las fracturas estables son las que no se desplazan si se permite cierto grado de movilidad digital temprana. Las fracturas inestables son las que se desplazan a un grado inaceptable si se permite movilidad digital temprana. Las fracturas que a menudo precisan intervención quirúrgica son las siguientes:

- Fractura abierta
- Fracturas desplazadas conminutas
- Fracturas asociadas a luxación o subluxación
- Fracturas espirales desplazadas o anguladas o malrotadas
- Fracturas intraarticulares desplazadas, especialmente alrededor de la articulación interfalángica proximal
- Fracturas con pérdida ósea
- Fracturas múltiples

## Fractura del cuello del quinto metacarpiano

Las fracturas del cuello metacarpiano son de las más frecuentes en la mano. La fractura del quinto metacarpiano es la más frecuente con diferencia y se denomina fractura de boxeador, porque el mecanismo habitual es un puñetazo de refilón que no golpea con los metacarpianos segundo y tercero, que son más resistentes. Los pacientes tienen habitualmente dolor, tumefacción y pérdida funcional alrededor de la articulación metacarpofalángica [56] [57].

## Lesiones del ligamento colateral cubital de la articulación metacarpofalángica del pulgar

El término **pulgar de esquiador** fue propuesto por Schultz, Brown y Fox en 1973, porque el esquí era la causa más frecuente de rotura aguda del ligamento colateral cubital cuando se practicaba el deporte y había una caída con el bastón de esquiar que tensa y desgarrar el ligamento colateral cubital de la articulación metacarpofalángica del pulgar. El mecanismo de lesión habitual es una tensión extrema en valgo del pulgar. Los pacientes presentan habitualmente un accidente de lesión en valgo del pulgar donde también se hace presente el dolor, tumefacción y, con frecuencia, equimosis en la región cubital de la articulación metacarpofalángica del pulgar. La región cubital de la articulación metacarpofalángica puede mostrar un pequeño abultamiento, que puede indicar una lesión de Stener o una fractura por avulsión (Figura ??).

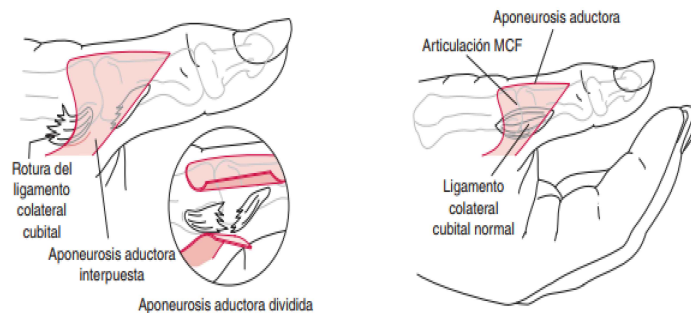


Figura 2.23: 1 Rotura completa del ligamento colateral cubital.

## Síndrome del túnel carpiano

Es relativamente frecuente y afecta al 1% de la población general. Es más frecuente en personas de mediana o avanzada edad, con una media de edad de 54 años. Afecta el doble a las mujeres que a los hombres. El síndrome clínico se caracteriza por dolor, hormigueo o adormecimiento en el territorio de distribución del nervio mediano. El dolor y las parestesias nocturnas en la región palmar de la mano son síntomas frecuentes. Las actividades cotidianas (como conducir un coche, sujetar una taza y teclear) suelen empeorar el dolor. El dolor y las parestesias mejoran en ocasiones con masaje o sacudidas de la mano [62] [63] [64].

El signo de Tinel se provoca dando un golpe suave en el nervio mediano de la muñeca moviéndose de proximal a distal. El signo es positivo si el paciente presenta un cosquilleo o una sensación de calambre eléctrico en el territorio del nervio medio.

## Fractura de escafoides

El escafoides es el hueso carpiano que se fractura con más frecuencia, y las fracturas carpianas suelen ser difíciles de diagnosticar y tratar. Las complicaciones son pseudoartrosis y consolidación defectuosa, que alteran la cinemática de la muñeca y pueden causar dolor, limitación de la movilidad, disminución de la fuerza y artrosis radiocarpiana prematura. Las fracturas de escafoides se clasifican habitualmente

por su localización: tercio proximal, tercio medio, tercio distal o tuberosidad. Las fracturas del tercio medio son las más frecuentes y las fracturas del tercio distal son poco frecuentes. este tipo de fracturas son causadas por hiperextensión e inclinación radial de la muñeca [60].

### Tenosinovitis de De Quervain

El una lesión ocasionada en la muñeca por uso repetitivo y a menudo afecta a personas que usan regularmente un agarre enérgico combinado con desviación cubital de la muñeca. Es un engrosamiento de la vaina que conforma los tendones del extensor corto del pulgar y del abductor largo del pulgar. Los tendones movilizan la primera articulación metacarpofalángica y la primera carpometacarpiana, respectivamente. Estos tendones atraviesan el primer compartimento extensor del antebrazo y están colocados superficialmente a la estiloides radial. El tendón extensor corto del pulgar se inserta en la base de la falange proximal del pulgar, y el abductor largo del pulgar se inserta en la base del primer metacarpiano. La estenosis de la vaina sinovial que rodea estos tendones, con la consiguiente resistencia al deslizamiento de ALP y ECP, provoca dolor con el movimiento del pulgar, especialmente con extensión y abducción repetitivas donde los primeros síntomas es la inflamación de la vaina. Las estadísticas arrojan que este síntoma afecta 6 veces más a las mujeres que a los hombres. Normalmente las personas que la padecen presentan y edema en el lado radial de la muñeca [58].

### Quistes ganglionares carpianos posteriores y palmares

Los gangliones carpianos posteriores pocas veces tienen su origen en otro sitio que no sea cerca del intervalo escafoides-semilunar pero también pueden surgir en la articulación escafoides-trapecio y en la articulación trapeciometacarpiana. Estos quistes pueden descomprimirse en las vainas tendinosas del extensor largo del pulgar o del extensor común, y puede parecer que proceden de sitios alejados de su origen. Los gangliones carpianos anteriores se originan en la vaina del tendón flexor radial del carpo o en las articulaciones entre el radio y el escafoides, el escafoides y el trapecio, o el escafoides y el semilunar. Las causas propuestas son patología articular previa que debilita la cápsula y provoca fuga de líquido, sobrecarga articular que conduce a degeneración del tejido conjuntivo extra-articular, y sobrecarga articular que aumenta la producción de mucina, que después es recubierta con la formación de un quiste [61].

## 2.5.2. Amputación

**Amputación:** Se define como la exéresis de parte o de toda la extremidad que provoca una deficiencia a través de una intervención quirúrgica destructiva.

También se puede definir como *la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro*. En relación al mecanismo de producción pueden ocurrir de formas distintas [49]:

- Amputación primaria o Traumática: Es aquella producida por un agente traumático
- Amputación Secundaria o Quirúrgica: Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

**Desarticulación:** Se considera cuando el nivel de amputación para a través de una interlinea articular.

Es importante mencionar que la amputación es irreversible; ningún miembro artificial tiene una percepción sensitiva, es por ello que es de suma importancia no eliminar una extremidad si esta no ha

perdido su sensibilidad (aunque con dolor tolerable); por ejemplo una amputación por encima del codo en un niño de 5 años puede dejar como resultado un brazo pequeño cuando el niño tenga 14 años, pero si la amputación se realiza abajo del codo puede determinar un muñón satisfactorio a los 14 años.

El **miembro residual**; se le nombra a lo que queda de la extremidad después de la amputación, para que se puede poner una prótesis es necesario que tenga un brazo de palanca, que no sea doloroso y que sea capaz de soportar roces y presiones, para llevar a cabo esto es necesario que el muñón sea suficientemente móvil. Un muñón resistente no debe tener trastornos circulatorios, la piel debe estar endurecida y una musculatura potente. En cambio un **muñón patológico**; es aquel que no cuenta con las características ya mencionadas. Por último también existe un término llamado **El reamputación**; básicamente consiste en un acto quirúrgico realizado sobre el muñón, para corregir las dificultades que no le permitan ser utilizado como tal.

Muchas personas con amputación de extremidad superior experimentan dolores y esto se debe a que puede estar relacionado, en parte, con el espacio que el cerebro dedica a las manos. Además, normalmente la mano tiene más fibras nerviosas sensibles. Por ejemplo, usamos las manos para sentir si algo está frío o caliente, afilado o desafilado, áspero o suave, porque el tacto es más intenso en los dedos y las manos. Las manos se encuentran en el extremo del *sistema erector* de los brazos, por lo que están diseñadas para que las usemos para tocar, colocar y agarrar.

Por orden cronológico, la mayor incidencia de pérdida de extremidades ocurre en el grupo de 50-75 años de edad y relaciona sobre todo con la enfermedad vascular periférica con o sin diabetes. En los adultos jóvenes, la amputación suele deberse a una lesión traumática o a sus secuelas. En los niños el defecto de una extremidad suele ser congénito en el 60 por ciento de los casos. Las amputaciones por enfermedad y por accidentes profesionales son más frecuentes en varones y el 85 por ciento son de los miembros inferiores [15].

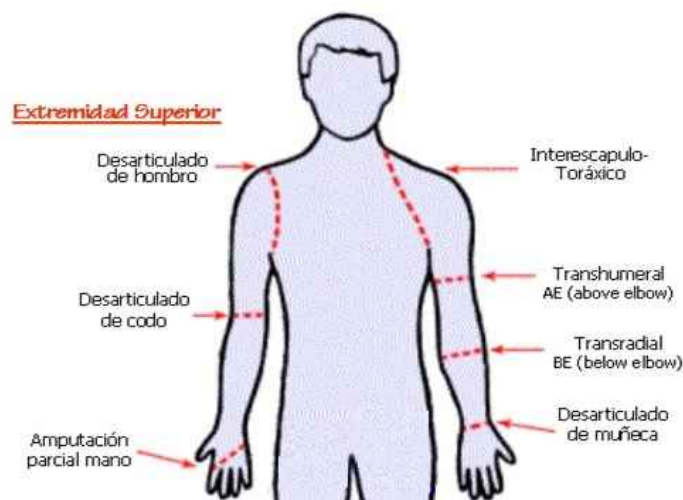


Figura 2.24: Niveles de amputación.

## Niveles de amputación

La amputación se considera dividiendo en tercios los segmentos del brazo, antebrazo, o las articulaciones cercanas como es el caso de la interescápulo torácica, hombro, codo y muñeca. Cuando más elevada es la amputación más articulaciones se pierden y existe menos potencia debido a la pérdida

muscular y al menos brazo de palanca que existe para controlar una prótesis. Es por ello que es necesario preservar lo mas posible de la extremidad comprometida, considerando la longitud y los niveles funcionales (articulaciones), lo importante es que el nivel de amputación deba permitir el uso de una prótesis. Se denomina *niveles ideales* a la amputación que conserva buena movilidad, fuerza y buen brazo de palanca en el miembro residual [49].

Teóricamente, cualquier nivel de amputación es posible pero no todos se acoplan a los principios generales. La mayoría de las amputaciones son debidas a graves traumatismos o a neoplasias. Los tipos de amputación se enumeran a continuación:

- Amputación interescapulo-toráctica.
- Des-articulación del hombro.
- Amputación a nivel del cuello del húmero: Es cuando se deja un muñón mínimo a 3 traveses de dedo por debajo del pliegue axilar.
- Amputación de húmero: A nivel de su tercio inferior.
- Amputación del antebrazo: A nivel del tercio medio, si esta amputación se realiza demasiado dista se corre el riesgo de que la piel sea fría y cianótica, con poco tejido subcutáneo y muscular recubriendo los extremos óseos.
- Amputación de la muñeca: Este tipo de amputación tiene la característica de conservar tejido dotado de sensibilidad siempre que estén recubiertos por piel viable pueden ser útiles y también pueden conservar los tendones de extensión y flexión de la muñeca.
- Amputación de la mano: Se recomienda conservar todos los tejidos viables posibles.
- Amputación de los dedos: En general el nivel de amputación de un dedo viene dentado por el nivel de la lesión. Se recomienda salvar el dedo pulgar para realizar un movimiento de pinza.

### Razones para la amputación

Las enfermedades mas comunes que pueden conducir a una amputación son la diabetes y la sepsis, arterioesclerosis, la tromboangeitis obliterante. También se pueden realizar debido al endurecimiento de las arterias, a la embolia arterial, la gangrena, la congelación, la enfermedad de Raynaud y la enfermedad de Buerger.

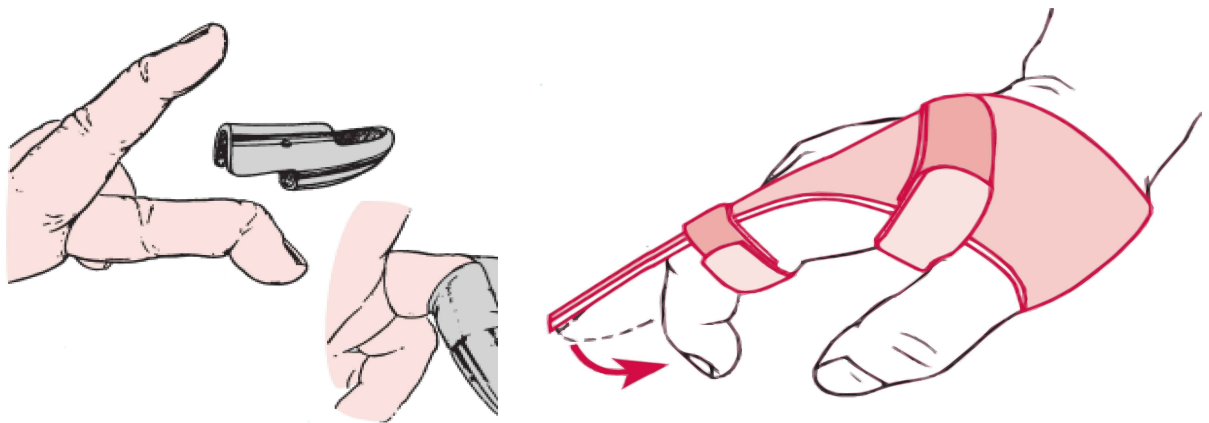
## 2.6. Métodos de tratamiento clínico

### 2.6.1. Inmovilización con férula

Este tipo de tratamiento se lleva a cabo en la mayoría de las lesiones en dedo en martillo sean agudas o crónicas. El paciente debe trabajar en las articulaciones metacarpofalangica e interfalagica proximal para evitar la rigidez de la interfalagica distal quede en flexión, durante el cuidado de la piel y el lavado el debe estar en total extensión sobre la otra mano mientras esta sin férula (Figura 2.25).

Las lesiones inestables se tratan a menudo mediante férulas posterior de bloqueo de la extensión con flexión inicial del dedo en el punto en el que se consigue una reducción estable mediante radioscopia. El aumento progresivo de la extensión de la férula y del dedo se realiza semanalmente durante 4 semanas

o hasta lograr la extensión completa de la articulación. La fijación con esparadrapo al dedo adyacente se mantiene durante 3 meses durante la actividad deportiva.



a) Uso de una férula de Stack en la articulación interfalángica distal      b) Férula posterior con bloqueo en extensión.

Figura 2.25: Inmovilización con férula

### 2.6.2. Tratamiento no quirúrgico

Este tipo de tratamiento se puede llevar a cabo en un dedo de resorte que prácticamente consiste en la inyección de corticoesteroides con anestésico local en la vaina flexora. Se halló evidencia convincente de que la administración de una combinación de lidocaína y corticoide mejora el resultado en comparación con solo el corticoide. El riesgo de la inyección de corticoide es el de la inyección accidental en el tendón flexor, ya que es posible debilitar o hacer una ruptura en el tendón (Figura 2.27).

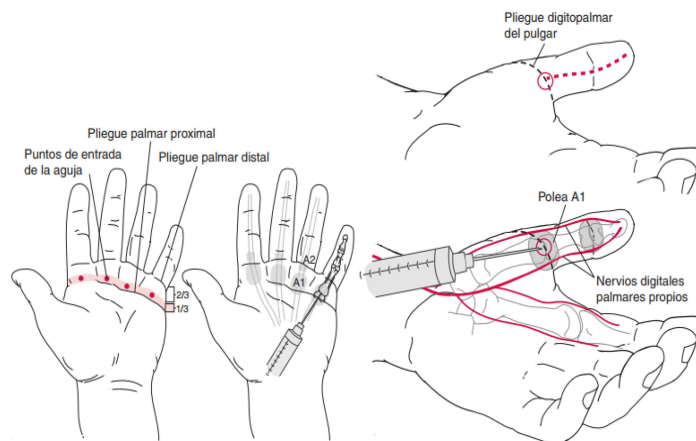


Figura 2.26: Puntos de entrada de la aguja.

### 2.6.3. Tratamiento quirúrgico

El tratamiento quirúrgico está inclinada en

- Fracturas no desplazadas en las que las complicaciones de una inmovilización prolongada son intolerables (rigidez de muñeca, atrofia tenar y retraso de reincorporación al trabajo físico o deporte)
- Fracturas de escafoides previamente no identificadas o no tratadas

- Fracturas de escafoides desplazadas
- Seudoartrosis de escafoides

En las fracturas con desplazamiento mínimo o nulo, la fijación percutánea con tornillo canulado se ha convertido en un tratamiento aceptado. En las fracturas muy desplazadas, es obligatoria la RAFI.

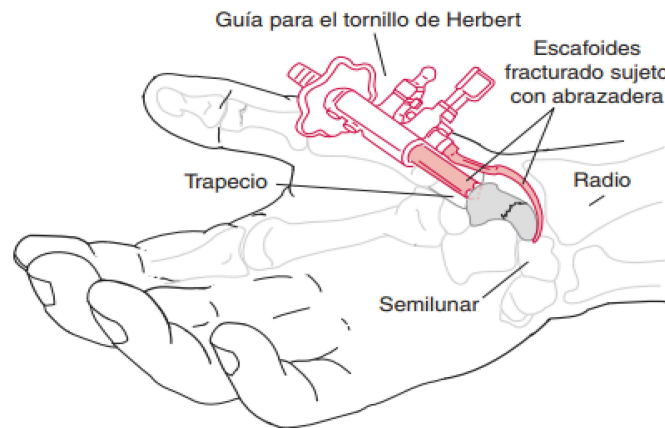


Figura 2.27: Puntos de entrada de la aguja.

#### 2.6.4. Prótesis

Se consideran como dispositivos que compensan la ausencia parcial o total de una extremidad. Por lo general las prótesis deben ser confortables, útiles y cosméticas. Este tipo de tratamiento se puede poner en marcha una vez cicatrizada la herida. Se comienza con la masoterapia, movilidad y despegamiento gradual de los planos, vendaje elástico y de construcción progresiva y junto con ello, se coloca una prótesis provisional o de transición. Esta técnica es una forma de adaptar al paciente para el uso de su prótesis definitiva. Una prótesis de mano debe de contener los siguientes elementos:

- Elemento de suspensión
- Elemento de control
- Conos de enchufe o sockette
- Articulaciones
- Dispositivos terminales.

## 2.7. Clasificación y tipos de prótesis de mano

La mano humana realiza principalmente dos funciones; la presión y el tacto, las cuales permiten al ser humano convertir sus ideas en formas, la mano también añade expresión a las palabras. El sentido del tacto desarrolla totalmente las capacidades de la mano, sin este sería imposible medir la fuerza con la que se sujeta un objeto. Es importante mencionar que el dedo pulgar es el miembro más importante de la mano, sin este, la capacidad funcional de la mano se reduce hasta un 40%. [16]

Sustituir por pérdida alguno de los miembros del cuerpo humano por dispositivos es un acontecimiento que ha venido sucediendo desde hace más de dos mil años. [16]

Una prótesis es un elemento para sustituir de forma parcial o completa, la pérdida de un miembro del cuerpo humano. Se entiende que una prótesis robótica es una extensión artificial, compuesta de elementos mecánicos, eléctricos y electrónicos y algunas veces neumáticos, capaces de ofrecer autonomía para desarrollar alguna función específica en base a la funcionalidad del miembro perdido.

La palabra prótesis proviene del griego: **prós**, que significa *por añadidura, hacia*, y **thésis**: *disposición*. El diccionario de la Real Academia Española adopta como definición: *Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; ó aparato o dispositivo destinado a esta reparación*. [17]

Las prótesis de mano son mucho más complejas que las prótesis de pie; las manos realizan una gran variedad de actividades, desde delicadas y precisas, tanto si se trata de levantar una taza, mover una silla o rascarse la cabeza por detrás, las manos se utilizan innumerables veces por minuto para realizar diversos movimientos en un plano tridimensional, aunque estos se unan en un movimiento único para terminar las tareas. A pesar de los numerosos y novedosos avances tecnológicos en el campo de la ingeniería robótica, las prótesis de mano no pueden, sencillamente, copiar todos los movimientos ya que una persona amputada requiere el contacto visual con el dispositivo para asegurarse de que está haciendo lo que quiere hacer y en donde lo requiere.

La evolución de las prótesis de extremidad superior es extensa y con abundante historia, teniendo sus inicios en la era primitiva hasta llegar a los novedosos y deslumbrantes prototipos que existen hoy en día. El desarrollo de éstas, se compone de un proceso de profundo y complejo estudio de la anatomía y movimientos de la mano, en el que los resultados obtenidos no son totalmente satisfactorios hasta la fecha ya que imitar todos los movimientos de la mano es una tarea sumamente compleja. Así mismo el diseño e implementación de prótesis de mano está vinculado directamente con los avances tecnológicos y estudios de la biomecánica del cuerpo humano.

El objetivo de construir un dispositivo que supla a la mano fue iniciado por el medico francés *Gripoulleau*, [18] quien realizo una investigación y fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como pinzas de agarre. En 1912, *Dorrance*, en los Estados Unidos, desarrollo un mecanismo llamado *Hook*, [16] este dispositivo tenia una forma de gancho que podía abrir y cerrar encogiendo los hombros y mediante una cuerda que pasaba por la espalda. Después la prótesis con mando mioeléctrico tiene su origen en Rusia durante la década del 60's. Esta opción prótesica basa su control en los pequeños potenciales eléctricos extraídos de las masas musculares del muñón, siendo conducidos y amplificados para energizar y obtener el movimiento de la misma. A finales del siglo XX las funciones de las prótesis con mando mioeléctrico, estaban limitadas al cierre y apertura de una pinza. Actualmente los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón [16].

### 2.7.1. Categorías de sistemas de prótesis artificiales

En la tabla 2.5 se hace una breve descripción de las diferentes categorías de prótesis de mano que se han desarrollado según el tipo de actuador empleado.



<b>Tipo de prótesis de mano según el tipo de actuador utilizado</b>	
<b>Tipo</b>	<b>Características principales</b>
Estéticas	Son conocidas como prótesis pasivas, no tienen movimientos y solo suple en forma estética al miembro amputado, normalmente están hechas con PVC rígido, látex flexible o silicona, el motivo de utilizar este tipo de materiales es que suelen ser ligeras en peso y no requieren de un complejo y extensivo mantenimiento ya que no están compuestas con piezas móviles [20].
Mecánica	Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura a voluntad [16], para cumplir con su objetivo la prótesis se implementa un arnés colocado en la espalda el cual generará la movilidad de la prótesis a través de una liga [20].
Eléctrica	Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable. Es posible controlarlas de varias formas: servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. [16], Su principal desventaja son recuperación, su costo tan elevado, su peso y no es muy práctica [20].
Neumática	Accionadas por aire a presión obtenido por medio de compresores. Aunque, presenta como inconveniente las complicaciones de sus aparatos y accesorios. Su desarrollo fue interrumpido debido a las dificultades técnicas, su principal ventaja es que posee una gran fuerza y rapidez de sus movimientos, sus desventajas son los dispositivos que se implementan para el control y funcionamiento ya que son grandes y pasados y su mantenimiento es costoso y difícil [20], [16].
Híbrida	Combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Este concepto es ampliamente utilizado en las prótesis transhumerales (amputación por encima del codo), donde por lo general el codo es accionado por el cuerpo y el dispositivo terminal es de accionamiento mioeléctrico. [20], [16].
Mioeléctros	Los dispositivos de prótesis son los que proporcionan el más alto grado de rehabilitación. Son controladas por medio de un poder externo, mioeléctrico. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo. 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 controlado que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimientos y funcionalidad.[19] [16][20]

Cuadro 2.5: Tipo de prótesis de mano según el tipo de actuador

### 2.7.2. Evolución tecnológica de las prótesis de mano

En estos últimos años, el desarrollo tecnológico ha crecido enormemente. En lo que se refiere a la evolución tecnológica de prótesis de mano, aplicando la tecnología actual se han logrado grandes avances, permitiendo la fabricación de prototipos que imiten en gran porcentaje los movimientos que la mano humana realiza. En esta sección se hace un recorrido en la evolución de estos asombrosos dispositivos protésicos.

#### UTAH-MIT Hand

En 1984 la mano robótica UTA-MIT fue desarrollada por *Jacobson, Wood y Biggers* donde el dispositivo solo se compone de 3 dedos y el pulgar, cada dedo con 4 grados de libertad. El mecanismo de movimiento estaba integrado por cilindros neumáticos que proporcional movimiento a las articulaciones de cada dedo, lo cual se obtuvo como resultados la adecuada manipulación de los objetos (Figura 2.28) [21],[22].

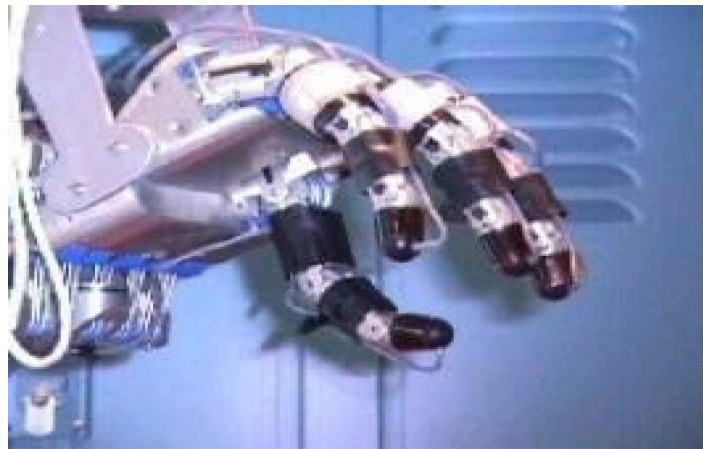


Figura 2.28: Mano robótica UTA-MIT

#### NTU Hand

La mano robótica NTU Hand fue desarrollada por la *Universidad Nacional de Taiwan* el principal objetivo era desarrollar una prototipo hábil que fuera idéntica en tamaño, en numero de grados de libertad y el mecanismo que da el movimiento a la mano. Los resultados de este proyecto fueron totalmente satisfactorios ya que la mano fue altamente antropomórfica con cinco dedos de 17 grados de libertad. El pulgar y el primer dedo tenían 4 articulaciones, 2 en el nudillo, una en el centro y una en la articulación distal. El mecanismo que da movimiento a la mano pasa por el uso tradicional de los cables de tendón y utiliza un conjunto de tren de engranajes interconectados eficientemente. Todos los segmentos de los dedos excepto el segmento distal contenían un micro motor. El motor impulsó el tren de engranajes para girar los segmentos de los dedos. El diseño resultante fue capaz de realizar tareas de agarre. Los sensores táctiles se fijaron a los lados interiores de los segmentos de cada dedo para detectar la fuerza de agarre. El diseño permitió que el mantenimiento fuese fácil así como el reemplazo de piezas mejorando su funcionamiento . El mecanismo estaba accionado por engranaje y, como tal, el principal inconveniente era la reacción, causando articulación no tuvieran la posición exacta. La fuerza de salida de los dedos también se limitaba a la capacidad del motor y la resistencia del engranaje (Figura 2.29) [23].

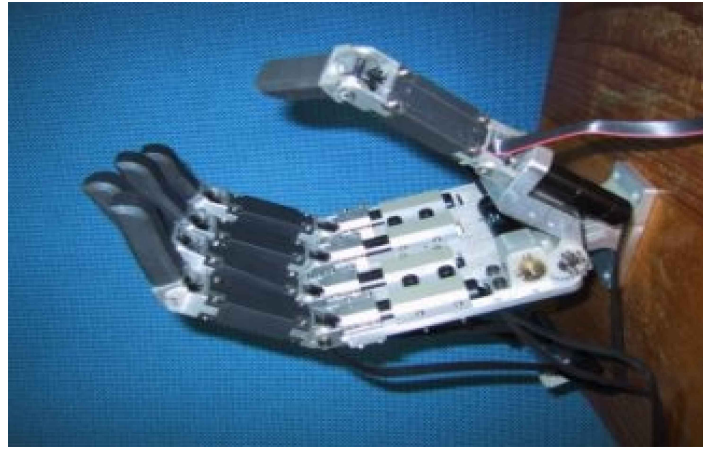


Figura 2.29: NTU Hand

### UB Hand

Desde 1985 se llevó a cabo el profundo estudio y desarrollo de la mano robótica UB Hand en la *Universidad de Bologna*. Se desarrollaron dos prototipos las UB Hand I y UB Hand II, el primer prototipo se considera como la implementación y el estudio experimental de este y el segundo dispositivo fue instalado en un manipulador industrial PUMA560 con un control en plataformas de hardware multiprocesador y multicapa, uno para la interfaz del usuario y otro para la coordinación del sistema en tiempo real (Figura 2.30) [27], [28].

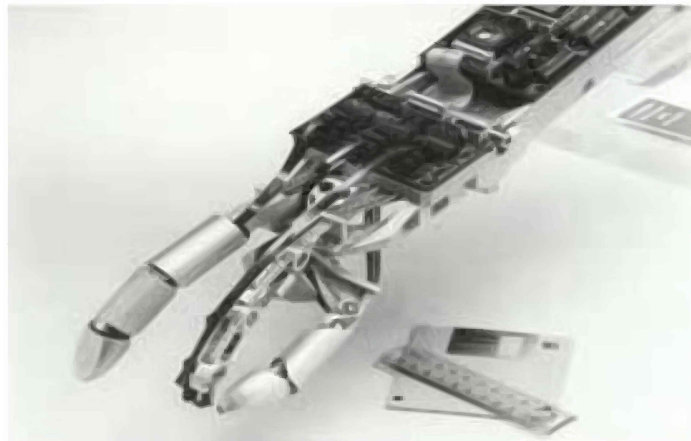


Figura 2.30: Mano robotica UB-Hand a) UB-Hand I b) UB-Hand II

### Prótesis endoesquelética de mano

En Octubre de 1998 se desarrolló una prótesis endoesquelética de mano por *Doshi Yeh y LeBlanc*, donde una de sus ventajas es que es ligera en cuanto al peso y con un bajo costo. Su funcionamiento dependía de la fuerza para el agarre y su diseño era más real al de una mano humano (2.31) [29].

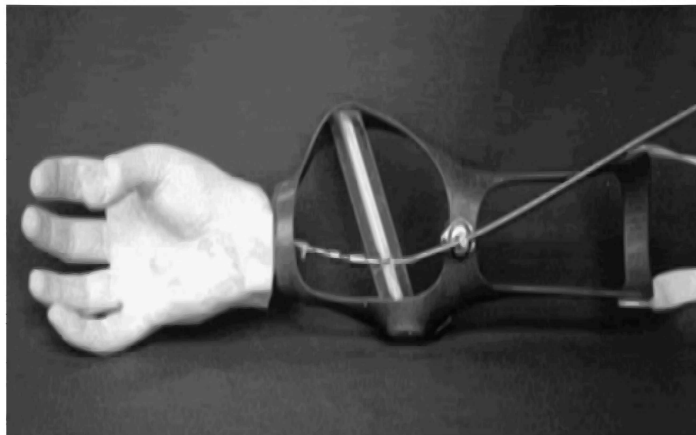


Figura 2.31: Prótesis endoesquelética de mano

### TUAT/Karlsruhe

En Japón, el departamento tecnológico de la *Universidad de Tokio* y la *Universidad de Karlsruhe, Alemania* desarrolló un dispositivo mecánico, capaz de sostener un objeto con dos dedos y palma, lo novedoso de este prototipo es que se adapta a la forma del objeto que está sujetando (Figura 2.32) [40].

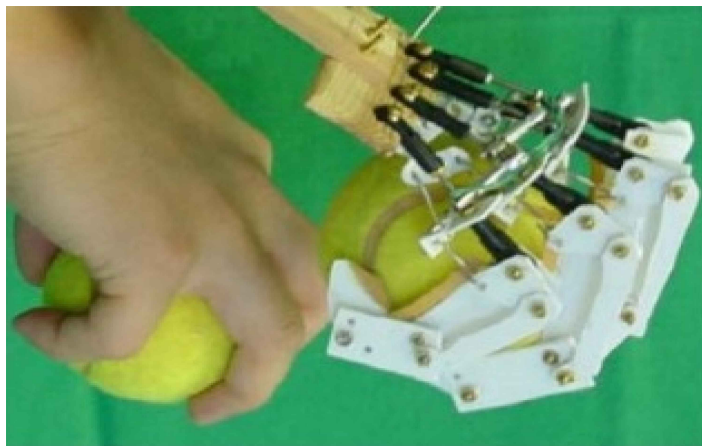


Figura 2.32: Mano robótica TUAT/Karlsruhe

### Mano Ultraligera

En el 2001 se implementó una mano artificial ultraligera por *Schulz, Pylatiuk y Bretthauer* el cual tenía 13 grados de libertad. Su funcionamiento estaba en base a pequeños actuadores neumáticos el cual hacía lucir una estructura muy compacta permitiendo un diseño factible para aplicarlo en una prótesis de mano (Figura 2.33) [31].

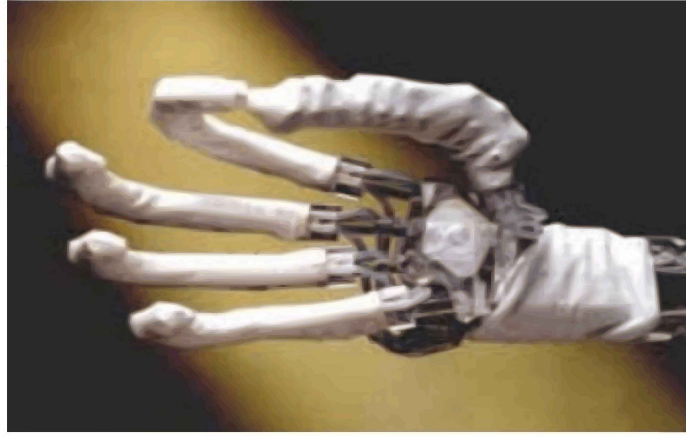


Figura 2.33: Mano ultra ligera

## DLR-HAND

En el 2001 se diseñó la mano multi-articulada DLR-HAND por *Butterfa  $\beta$ , Hirzinger, Grebenstein y Lwi*. Este nuevo prototipo es el primero que presenta una estructura denominada *Esqueleto abierto* con el objetivo de tener acceso a los circuitos electrónicos, sensores y mecanismos más fácilmente. Cada tiene sensores de fuerza y torque. En ese mismo año se da a conocer la segunda generación de esta prótesis denominada *DLR-HAND II* que realiza trabajos con una gran destreza y precisión (Figura 2.34) [25], [26].

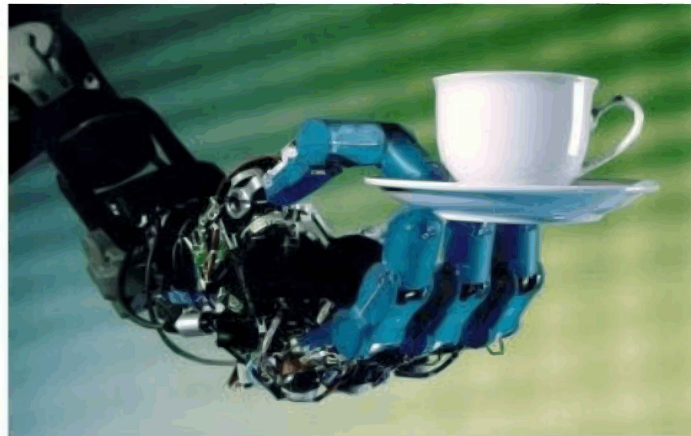


Figura 2.34: Mano robótica DLR-HAND II

## Nasa's Robonaut Hand

La mano Robonaut fue diseñada por *Johnson Systems Technology en el Centro Espacial Johnson de la NASA*, desarrolló un sistema de robots para reducir la carga de EVA en la tripulación de la estación espacial y también para acelerar la capacidad de respuesta. Un de los prototipos construidos es utilizado para interactuar con sistemas de estaciones espaciales externas que sólo tienen interfaces humanas, Con este fin la mano Robonaut tiene un alto nivel de destreza en los movimientos de la mano que garantiza una compatibilidad con muchas de estas interfaces. (Figura 2.35) [24].

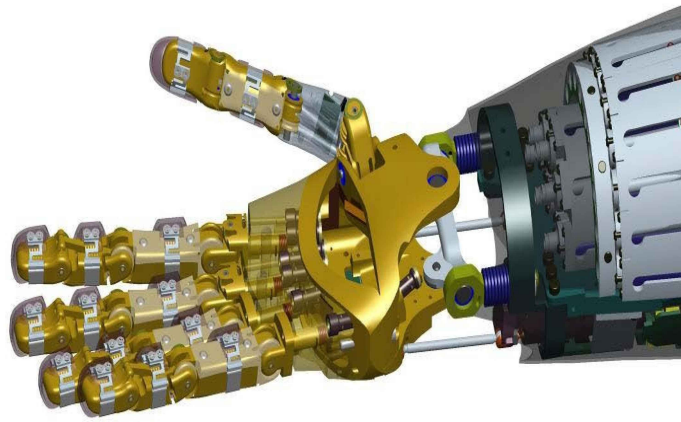


Figura 2.35: Hand Robonaut

### Bionic I-Limb Hand

Es una de las prótesis más utilizadas en la actualidad e implementada en varios países, ya que cumple con la mayoría de los movimientos básicos que la mano humana puede hacer lo cual la vuelve una prótesis muy útil. Sus dedos son controlados independientemente, permite realizar una gran cantidad de movimiento dado que el pulgar puede rotar hasta 90 grados, hacer pinza y realizar agarres de precisión y de potencia de diferentes formas (Figura 2.36)[32].

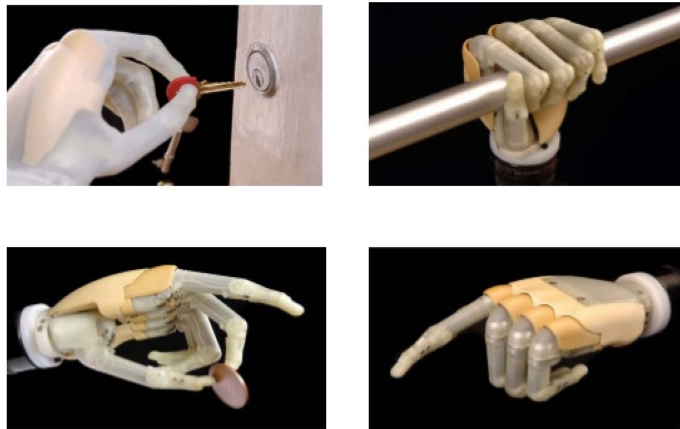


Figura 2.36: Hand Bionic I-Limb

### Michelangelo Hand

Su principal ventaja es realizar una gran variedad de movimientos con precisión, gracias al control y mecanismos de fuerza y velocidad de agarre, ya que los dedos son controlados independientemente, además de que el dedo pulgar y la mano también tienen movilidad. Otra característica de esta prótesis de mano son sus 6 grados de libertad y la resistencia al agua (Figura 2.37) [37], [35].





Figura 2.37: Michelangelo Hand

### Bebionic Hand

Tiene la finalidad de imitar las funciones de la I-limb pero a un costo más bajo, tiene movimientos articulados en las falanges de todos los dedos; con el pulgar en oposición que se coloca manualmente en dos posiciones permitiendo obtener catorce posiciones diferentes con lo que se consigue agarres precisos. Es controlado por la contracción de los músculos del paciente afectado, tiene 5 actuadores lineales independientes que incorporan cinco velocidades de alta con motores de fuerza y diseñado para bajo consumo de energía

(Figura2.38) [37].



Figura 2.38: Bebionic Hand

### CyberHand

Tiene tecnología moderna y costosa, ya que se conecta a las terminaciones nerviosas de la mano de la persona amputada mediante una cirugía permitiéndole recoger la información del cerebro mediante sensores, es por ello que al paciente con amputación puede sentir la presión y la temperatura a la está sometida la prótesis (Figura 2.39) [35], [36].

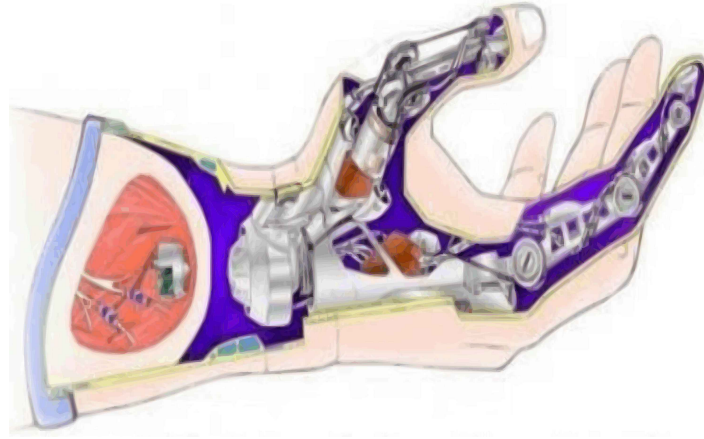


Figura 2.39: Prótesis Inteligentes

## 2.8. Mecanismos de accionamiento para prótesis de mano

Para transmitir el movimiento en las articulaciones de la prótesis de mano se utilizan mecanismos que permiten la flexión y extensión de los dedos. Los mecanismos más utilizados para la transmisión de movimiento son:

- Mecanismo de barras.
- Mecanismos con motor en cada junta.
- Transmisión por poleas

### 2.8.1. Mecanismo de barras

Este mecanismo consiste en la transmisión de movimiento de las falanges instalando barras conectadas a los mismos en una configuración adecuada. El implementar este tipo de mecanismos en las prótesis de mano elimina el empleo de motores para dar movimiento a las articulaciones y es fácil de manufacturar y bajo costo [41].

### 2.8.2. Mecanismos con motor en cada junta

Consiste en ubicar motores muy pequeños o micromotores en cada una de las articulaciones rotacionales de los dedos. Este tipo de mecanismos tiene el problema de incrementar el peso en la prótesis de mano y así también su costo [41].

### 2.8.3. Transmisión de poleas

Este mecanismo tiene la característica de que sus componentes deben ir unidas en un punto fijo a las respectivas poleas para evitar deslizamientos y lograr que el movimiento se transmita, este tipo de mecanismos reduce el peso de la prótesis, es fácil de implementar. El mecanismo por poleas puede transmitir, por fricción o a través de una correa o cuerda, su movimiento, el cual según sea la relación de transmisión, podrá adquirir mayor o menor, igual o mayor velocidad de rotación que el primero. La polea que transmite el movimiento se denomina motora o conductora, en tanto que la que recibe el movimiento recibe el nombre de conductora [41].



## 2.9. Actuadores

El sistema de actuación está compuesto básicamente por los elementos encargados de producir la potencia a los mecanismos del sistema a este tipo de elementos se le llaman actuadores.

Los actuadores se consideran como dispositivos capaces de generar una fuerza a partir de líquido, energía eléctrica o gaseosa. Se puede hacer una clasificación de los tipos de actuadores empleados en prótesis de mano (Figura 2.40) [42][41].

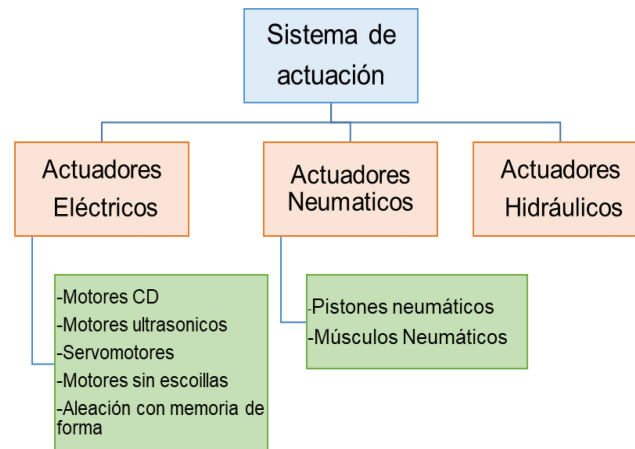


Figura 2.40: Clasificación de actuadores aplicados en prótesis de mano

### 2.9.1. Actuadores electrónicos

Los actuadores eléctricos son los más ampliamente usados para los dispositivos de prótesis ya que presentan muchas más ventajas que desventajas como el tamaño reducido, disponibilidad y alta eficiencia. Adoptan el nombre de actuadores eléctricos porque transforman la energía eléctrica directamente en energía mecánica. El actuador eléctrico más ocupado en estos dispositivos es el motor de corriente directa los cuales se diseñaron para llevar intensidades de corriente directa que produce un campo magnético, este tipo de actuadores tienen la ventaja de tener un buen rendimiento y fiabilidad, bajo costo, respuesta rápida aunque la fricción produce calor y ruido, tiene fuerza centrífuga y el par máximo se produce a altas velocidades.

Otro tipo de actuador muy útil para generar movimiento en prótesis de mano son los servomotores, básicamente es un motor de corriente continua que permite situar su eje a una determinada posición angular mediante una señal de control y por lo general los servomotores giran  $180^\circ$ . Sus más grandes ventajas es que es fácil de controlar, son llevados a una posición angular específica y conectar directamente a un dispositivo de control sin embargo sus desventajas es que no giran de manera continua.

Otros actuadores muy útiles son los motores ultrasónicos, son motores compuestos por 4 componentes; rotor, estator, electrodo y material piezoeléctrico. Este tipo de motores crean un movimiento elíptico en el punto de contacto entre el rotor y el estator que da lugar al movimiento del motor, algunas ventajas de este tipo de componentes es que generan un par grande con baja velocidad, es silencioso, se puede controlar de manera eficiente, no es vulnerable a campos magnéticos, sin embargo, requiere de dispositivos que suministren alta frecuencia, su vida útil es muy corta.

Los motores sin escobillas a diferencia de los demás motores de corriente directa los electroimanes no se mueven, los magnetos permanentes rotan y la armadura permanece estática. una de sus grandes ventajas es que al no estar en contacto los magnetos permanentes y la armadura generan menor calor y por lo tanto hay mayor vida útil, mayor eficiencia, sin embargo, son costosos, su control suele ser muy complejo y al cambiar la polaridad no cambian de giro.

Otro actuador muy novedoso que pertenece al grupo de los actuadores eléctricos son los alambres con memoria de forma (SMA). Son aleaciones de Níquel y Titanio a las cuales estando en temperatura relativamente fría o temperatura ambiente se deforman mediante una estimulación de corriente eléctrica, una vez retirada la carga puede regresar a la forma que tenía originalmente mediante un simple calentamiento. Sus ventajas son la generación de movimientos lineales, se consideran como actuadores sumamente ligeros, pueden ser programados de cualquier forma y tamaño, su recuperación plástica es alta, resisten la corrosión. [41] [42]

### 2.9.2. Actuadores Neumáticos

La aplicación de un sistema neumático en prótesis de mano sigue teniendo grandes desventajas. Uno de estos actuadores es el llamado **músculo neumático** que es prácticamente un tubo de goma cubierto con una red de plástico acomodada en forma de trenza. Este dispositivo tiene la ventaja es que presenta un bajo peso, gran flexibilidad y movimientos lineales y sus desventajas es que tiene un difícil control, requieren de un sistema de compresión de aire además de que tienen riesgo de fuga de fluidos [42].

### 2.9.3. Actuadores Hidráulicos

Este tipo de actuador se emplea muy escasamente en las prótesis de mano. El único prototipo que utiliza este sistema de actuación es **FluidHand**, fue desarrollado por la Universidad de Karlsruhe el cual a parte de desarrollar el prototipo también se dio a la tarea de diseñar y construir sus propias bombas hidráulicas y sus electroválvulas. Sus ventajas es que puede proporcionar movimientos lineales y suaves. Desafortunadamente los elementos que existen en el mercado para construir una prótesis de mano aun son demasiado grandes para esta aplicación [42].

## 2.10. Aleaciones con memoria de forma (NITINOL)

Las aleaciones con memoria de forma, son combinaciones de dos o más metales que, en determinadas proporciones y con el tratamiento térmico adecuado, muestran la propiedad de recordar una forma predeterminada, al aplicar calor, además de una alta elasticidad, muy superior a la mayoría de materiales.

### Antecedentes

El efecto de memoria de forma fue observado por primera vez por el investigador sueco Arne Ölander en una aleación de oro y cadmio (Au-Cd).

En 1938, A.B. Greninger y V.G. Mooradian observaron en una aleación Cu-Zn a la fase martensítica aparecer y desaparecer cuando la temperatura bajaba y subía. Este efecto básico del efecto de memoria dominado por el comportamiento termoelástico de la fase martensítica se informó ampliamente una década más tarde por Kurdjumov y Khandros.

En los años 1950, en la Universidad de Columbia de Nueva York, L. C. Chang y T.A. Read después de una serie de pruebas con rayos X demostraron que los efectos de memoria de forma se podían utilizar en algunas aplicaciones esto debido a que dedicaron gran parte de su tiempo al estudio de los cambios en las estructura cristalina de la aleación [68].

La investigación calló en manos de Raychem Corporation por un Dr. William J. Buehler, produjo un producto llamado Cryofit, que era un acoplador hidráulico de la línea para el F-14 de la marina de guerra de los EEUU. Sin embargo, esto fue sólo el comienzo de una amplia gama de aplicaciones nuevas y emocionantes en medicina, odontología y diversas áreas de ingeniería. Buehler se retiró de NOL en 1974 pero siguió participando en el desarrollo de NITINOL hasta 2005, momento en el cual se trasladó a New Bern, N. C [47].

Este descubrimiento llevo a la investigación de más aleaciones con este tipo de características en el periodo de 1969 a 1973 teniendo como resultado aleaciones Cu-Al-Ni, Cu-Sn, Cu-Au-Zn, Cu-Zn-Al, Fe-Pt, Ni-Al y Mn-Cu, ninguna de ellas cumpliendo con las cualidades del Nitinol.

En la Tabla 2.6 se representa un grupo de materiales inteligentes empleados en el desarrollo de prótesis de mano.

Materiales inteligentes utilizados en el desarrollo de prótesis de mano	
Materiales con memoria de forma	Aleación con memoria de forma: NiTi, CuAl-Ti, NiTiCu
	Polímeros con memoria de forma:SMP, Veriflex
	Cerámicos con memoria de forma
	Aleaciones con memoria de forma ferromagnéticas.
Materiales electro y magneto activos	Materiales piezoeléctricos
	Materiales electro y magneto resistivos
Materiales foto y cromo activos	Electroluminiscentes
	Fluorescentes
	Foto cromáticos
	Termo cromáticos

Cuadro 2.6: Materiales inteligentes.

### Alambres con memoria de forma SMA

*La memoria de forma se refiere a la capacidad de ciertos materiales de **recordar** una forma, incluso después de haber aplicado severas deformaciones; una vez deformada a bajas temperaturas, estos materiales se deformaran hasta que se calienten, con lo que volverán espontáneamente a su forma original, forma pre-deformación.* [[43] [68]

De las aleaciones metálicas dotadas con la característica *Memoria de forma* existen son:

- Cu-Al-Ni
- Fe-Mn-Si

- Cu-Sn
- Fe-Pt
- Au-Cd
- Ni-Ti

De todas ellas, se descubrió que hasta ahora la aleación de Níquel y Titanio (Ni-Ti) sigue siendo la más versátil en cuanto a aplicaciones de ingeniería y medicina se trate. Esta aleación la mayor ductilidad, alta resistencia a la corrosión, una alta capacidad de recuperar su forma original y su biocompatibilidad [43].

En termino metalúrgicos, el Níquel y Titanio se consideran como composiciones intermetálicas de los dos metales en proporciones equiatómicas o cercanas a ellas. Su nombre *Nitinol* se deriva en honor a sus inventores Níquel Titanium Naval Ordinance Laboratorios. Producir y configurar aleaciones de Ni-Ti / SMA para un propósito específico, graduando su ductilidad, relaciones *Tensión-Deformación* y *Temperaturas de Conversión Martensítica* no es tarea fácil para la casa que lo fabrica ni para el usuario a la hora de hacer aplicaciones en prototipos [43] [68] [45].

La elección de este tipo de actuadores para implementar en la prótesis de mano se basó en la cinemática y características biomecánicas del dedo humano. Cuando el dedo humano esta en su posición de reposo normal, mantiene una posición normalmente flexionada. La gama completa de movimientos solo puede lograrse moviendo el dedo en ambas direcciones de flexión y extensión sobre su posición de reposo nominal.

En esta investigación fue posible simplificar la compleja arquitectura de los alambres, ya que los alambres SMA realizan el mismo trabajo que un tendón en un dedo humano. Estos actuadores musculares presentan una mayor relación de potencia-peso y se han convertido en una alternativa atractiva ya que tienen un gran potencial de producir movimientos similares en este caso a una mano humana, su peso, tamaño característico y la apariencia los hacen un actuadores eficientes para la aplicación en una prótesis de mano en comparación con actuadores convencionales de corriente continua, neumáticos o hidráulicos que tienden a ser voluminosos y de masa pesada.

En este trabajo se utilizaron hilos Nitinol-SMA de accionamiento directo principalmente porque al activarse se comportan de la misma manera un tendón de un dedo, se contraen produciendo fuerzas de accionamiento, así como su capacidad para producir fuerzas relativamente altas en comparación con actuadores tradicionales.

A continuación se hace mención de las características más importantes que motivaron su uso de material como sistema de actuación de la prótesis de mano.

- Compacto, es ligero con relación a su potencia-masa. Los SMA requieren menos potencia que los actuadores eléctricos o neumáticos convencionales para la generación de fuerzas de accionamiento equivalentes. No requieren de un espacio amplio y son de bajo peso, lo cual permite los diseños de sistemas mecánicos compactos y eficientes.
- Los SMA se utilizan comúnmente en forma de cables que se activan mediante calentamiento resistivo (por una corriente eléctrica) sin necesidad de sistemas de transmisión complejos y voluminosos. Esto reduce drásticamente la complejidad del mecanismo de accionamiento del dedo, con más espacio disponible dentro de la estructura de los dedos para cables que simularan al tendón y algunos sensores.

- Los actuadores SMA funcionan sin fricción ni vibración permitiendo movimientos extremadamente silenciosos. Este es un requisito importante para las prótesis.

En la actualidad existen tres tipos de tecnologías para simular los movimientos de los dedos la mano humana: los músculos neumáticos McKibben, actuadores SMA (Alambres con memoria de forma) y los polímeros electroactivos (EAPs)

Los músculos neumáticos McKibben, trabajan al inflar una vejiga interna envainada por una cinta de malla que se contrae longitudinalmente cuando se expande radialmente. Sin embargo este tipo de actuadores requieren ser activados con componentes externos tales como válvulas y compresores de aire, así como controladores no lineales. Estos componentes son voluminosos y mismo tiempo ruidoso y no se pueden incorporar de forma directa y sencilla en un miembro externo superior o inferior ya que estos son pequeños.

Los Polímeros electroactivos (EAPs), son polímeros que tienen la capacidad de cambiar de forma y de tamaño cuando se estimulan con una corriente eléctrica. Aunque los PAE han existido por un tiempo, su aplicación como músculos artificiales sólo se ha considerado desde las décadas de 1990. EAPs tienen grandes tensiones de actuación, bajas densidades, pueden ser diseñados para movimientos de flexión, así como de estiramiento y son muy resistentes. Sin embargo, aunque los PAEs tienen un alto potencial de aplicación como músculos biológicos, se consideran que están lejos de ser la opción práctica de los ingenieros para su actuación. La razón principal es que, para conseguir que los EAP generen grandes fuerzas y operen durante largos periodos de tiempo, se requiere una mejor comprensión de los principios básicos que impulsan los materiales de EAP. Hasta la fecha no hay una base de datos documentada de las propiedades de los materiales y ni hay herramientas analíticas o computacionales para caracterizar la respuesta de dichos materiales. Todavía se están realizando esfuerzos para obtener una mejor comprensión de los parámetros que controlan la fuerza y la deformación de este material. Además, no son fácil de disponer comercialmente y no son suficientemente robustos (bajo ancho de banda y fuerza de actuación) para aplicaciones de rehabilitación manual.

### **EL efecto de la memoria de forma**

El efecto de memoria de forma permita que un alambre con esta aleación que haya sido deformado recuerde y pueda volver mediante calentamiento a su forma predeterminada. Es importante mencionar que independientemente de que existen distintos del tipo de Nitinol la *memoria de forma* se basa en consecuencia a un desplazamiento o re-ordenamiento de las estructuras cristalinas dentro del material entre las dos fases solidas; la martensítica y la austenítica.

El proceso en el que reside el origen del cambio de forma en las aleaciones con memoria de forma es la transformación termo-elástica. Las transformaciones martensítica son transformaciones de primer orden, lo que significa que el calor se libera, cuando se forma martensita hay una histéresis asociada con la transformación y existe un rango de temperatura sobre el cual coexiste austenita y martensita, en otros termino es cuando el material al ser calentado pasa a su estado 100% austenítico.

Ahora bien cuando el material se encuentra en su forma martensítica es blando y dúctil, lo cual puede ser deformado con gran facilidad. La martensita se genera mediante el enfriamiento de una muestra en su estado austenítico.

La transformación de austenita a martensita se suele pensar en dos partes: la cepa de Bain y la cizalladura invariante de la red. La deformación de Bain, consiste en todos los movimientos atómicos necesarios para producir la nueva estructura a partir de la anterior; como la transformación tiene carácter

de desplazamiento, los desplazamientos atómicos son coordinados y son muy pequeños, mucho menor que la distancia interatómica.

En la Figura 2.41 se muestran 3 esquemas ( a) *Cristalografía austenítica*, b) *Gemelos martensíticos*, c) *Estructura martensítica estirada*) del que indican la transformación de una estructura totalmente austenítica a una estructura totalmente martensítica.

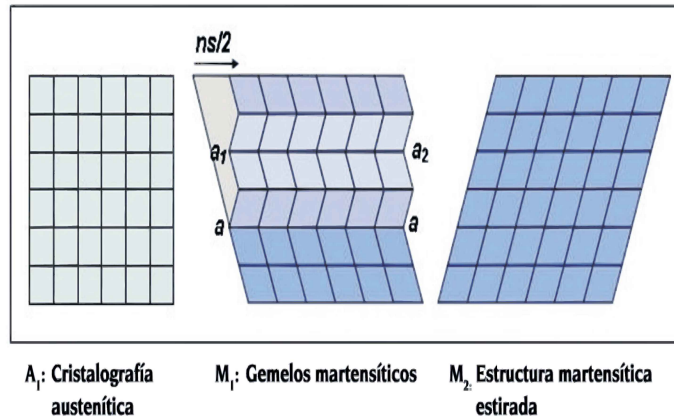


Figura 2.41: Representación gráfica de las fases

En forma general eso es lo que pasa en la estructura atómica del alambre con memoria de forma pero es también de gran importancia que pasa con exactitud en la fase de transformación. Este proceso de acomodo puede realizarse de formas diferentes; por deslizamiento o por maclado. La estructura martensítica suele ser de diferente forma y volumen que la austenítica y debido a esto surge la necesidad de realizar un acomodo alteración de la nueva estructura, reducir las energías elásticas y superficiales que produce la deformación.

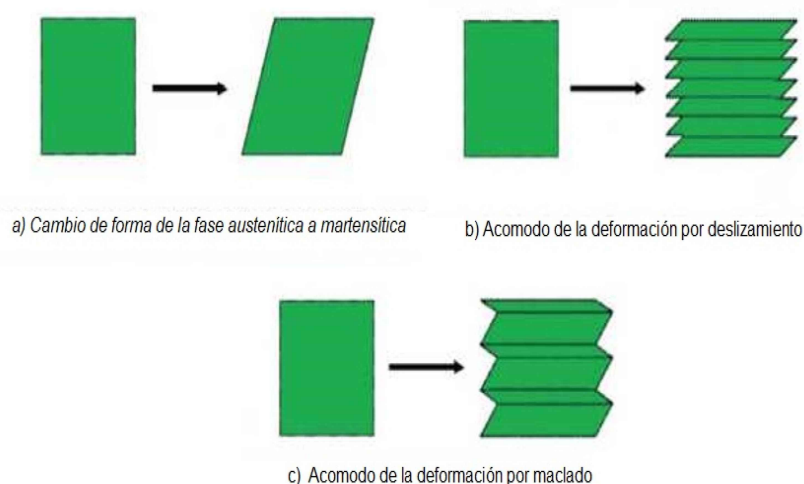


Figura 2.42: Proceso de transformación

El cambio que ocurre en la estructura cristalina de las SMA durante el SME no es un proceso termodinámicamente reversible, ya que se presenta una disipación de energías debido a fricciones internas y a la creación de defectos estructurales. Como resultado, se exhibe una histéresis de temperatura la cual

se muestra en la figura 2.10. Es así como la temperatura final de transición de martensita a austenita ocurre entre los 25° y 40° para temperaturas de transformación entre 0° y 100°C. Este efecto de histéresis de temperatura se traduce directamente en una histéresis en relación deformación/temperatura [48].

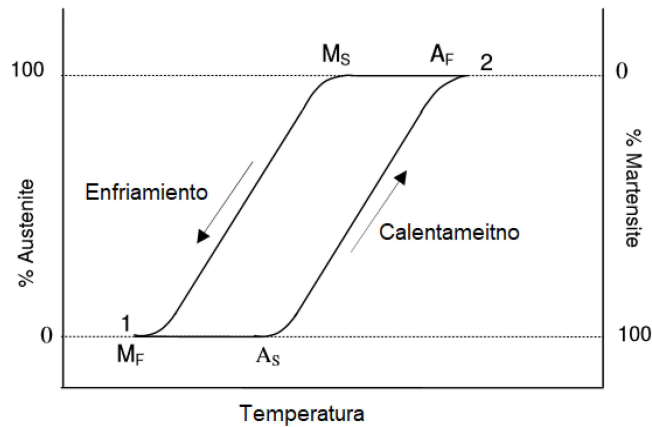


Figura 2.43: Comportamiento de histéresis en SMA

### Propiedades de los SMA

Uno de los beneficios de este compuesto intermetálico es un rango de solubilidad moderada para exceso de níquel o titanio, como también para otros elementos metálicos. Entre las propiedades del nitinol se encuentran su naturaleza no magnética, biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión y excelente maleabilidad y ductilidad, que en el caso de una fibra permite una elongación de hasta un 25%. Además, posee la propiedad de superelasticidad, que es característica de las aleaciones SMA. Esta propiedad se hace presente en un intervalo de temperatura en donde es posible inducir una transformación martensítica por tensión mecánica, logrando una deformación de hasta 10 veces mejor que la del acero inoxidable. Las propiedades de la aleación SMA se presenta en la table 2.10 [48].

Propiedades del Nitinol	
Temperatura As	68°C
Temperatura Af	78°C
Temperatura Ms	52°C
Temperatura Mf	42°C
Temperatura de temple	540°C
Temperatura de fusión	1,300°C
Calor específico	0,077cal/g°C
Capacidad calorífica	0,32J/g°C
Calor latente	24,2
Coefficiente Poisson	0,33
Densidad	6,45g/cm <sup>3</sup>
Máximo esfuerzo recup.	600MPa
Esfuerzo de deformación rec.	35MPa
Esfuerzo de ruptura	1000MPa
Trabajo de salida	1J/g
Eficiencia de conversión de energía	5%

Prop. máxima de deformación	8,5%	
Prop. rec. de deformación	3 – 5%	
Fase	Martensita	Austenita
Resistividad $\mu\Omega$ cm	76	82
Módulo de Young	28	75
Susceptibilidad magnética	2.5	3.8
Conductividad térmica	0.08	0.8

Cuadro 2.7: Propiedades del Nitinol

## 2.11. Prótesis de mano actuada con SMA

En esta sección se describe el desarrollo de algunas prótesis de mano actuadas con SMA (Alambres con memoria de forma). Se centra en los mecanismos de SMA utilizados para crear una interpretación biomecánica del movimiento de la mano.

En la actualidad el término inteligente se utiliza como una definición para calificar y describir una serie de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.) en presencia de un estímulo concreto. Para controlar dicha respuesta de una forma predeterminada, se diseñan mecanismos de control y selección. El tiempo de respuesta es corto y el sistema comienza a regresar a su estado inicial tan pronto como el estímulo cesa.

Los alambres musculares son delgados y de alta resistencia mecánica, fabricados con aleaciones de níquel y titanio llamadas *Nitinol*; es una de las aleaciones con memoria de forma más utilizadas en la construcción de prótesis de mano. Uno de los aspectos críticos durante la fase de diseño de una prótesis de mano es el relacionado con la selección de los actuadores, en este trabajo de tesis se ha decidido usar SMA por ser un actuador ligero u con gran fuerza.

### Hitachi Hand

La Mano Hitachi fue una de las primeras prótesis de mano articuladas utilizando alambres con memoria de forma. Esta mano actuada con SMA causó una sensación comprensible cuando fue anunciado por primera vez en 1984. Sus principales atributos fueron su alta relación de *peso-potencia* y lo compacto que era. De hecho, la mano tuvo una reducción en el peso a una escala de 10:1 en el peso en comparación con otros diseños de prótesis de mano.

Se construyó con 4 DGL y un pulgar, también tenía un antebrazo y una muñeca. Utilizó un gran número de hilos SMA, accionados en paralelo. El calentamiento eléctrico del alambre contrae al alambre contra un resorte de fuerza, al enfriarse el alambre vuelve a su longitud original. La fuerza que genera la contracción del alambre se utilizó para el accionamiento de las articulaciones. El ángulo de las articulaciones se varió controlando el nivel de corriente a través de los alambres, es decir, el grado de contracción del alambre. La Mano Hitachi utilizó actuadores SMA de 0,02mm de diámetro para los dedos. Por otra parte, los DGL de la muñeca fueron accionados por alambres de 0,035mm de diámetro, colocados alrededor de poleas, este mecanismo tiene una tracción articular de 90°. El punto de posición fue sentido con potenciómetros (Figura (2.44) [33]).



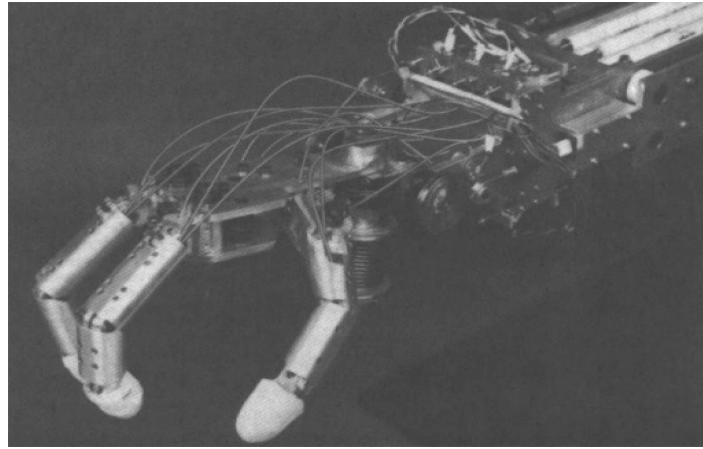


Figura 2.44: Prótesis de Mano Hitachi

### Rugters Hand

En el Laboratorio de Robótica y Mecatrónica de la Universidad de Rutgers, New Jersey, USA se diseñó una prótesis de mano con 20 GDL, basada en el modelo de la mano humana. Esta mano se conoce comúnmente como **Rugters Hand** y fue diseñada para aplicaciones prótesicas. Cada dígito de la mano de Rutgers tiene tres falanges similares al dedo humano conectadas por 2 articulaciones. La articulación de los nudillos es una articulación del extremo de la bola de 2 GDL que permite movimientos laterales (abducción/aducción) de menos  $10^\circ$  así como movimientos de flexión/extensión de  $90^\circ$ . Las articulaciones de en medio y final son de 1 GDL flexión/extensión con un rango de movimiento de  $80^\circ$ . El prototipo inicial de la mano fue fabricado usando el software SLS (Selective Laser Sintering) que es una técnica de modelado rápido que permitió una rápida interpretación tridimensional del dedo desde el modelo CAD.

Las articulaciones de la mano son accionadas por un conjunto de cables que se fijan hacia adelante a cada eje de unión. Los cables que simulan ser los tendones se colocaron dentro de la estructura del dedo a través de soportes de pivote, que conectan los eslabones y permiten movimientos de este último. Los eslabones distales y medio están acoplados de manera que sus movimientos son dependientes, similares al movimiento natural del dedo humano. Desde el dedo, los cables se enrutan a través del centro de la articulación de la muñeca y se adjunta un actuador que conforma un conjunto de músculo artificial.

El accionamiento de la mano se logró mediante una combinación de cables de tendón y cables musculares artificiales SMA. Los actuadores SMA constan de varios cables de diferente diámetro colocados en paralelo entre sí y sujetos entre dos soportes. Cuando los cables SMA se contraen, el enlace conectado al actuador SMA (a través del cable de tendón) se mueve. En la mano de Rutgers, cada dedo es accionado por cuatro pares de músculos artificiales. Dos pares están conectados a los nudillos y dos están conectados a la articulación distal. Cuando se activa un par, causa la flexión en la articulación mientras que el otro hace que el dedo volviera a su posición original. Puesto que se utiliza una junta de extremo de bola en el nudillo, el movimiento lateral del dedo se induce pasivamente cuando los accionadores de SMA tiran de dedo. La mano de Rutgers todavía está en fase de experimentación. Se están realizando trabajos adicionales para desarrollar, en primer lugar, un diseño de mano final y, en segundo lugar, un control en bucle cerrado de la mano (Figura 2.45)[34].

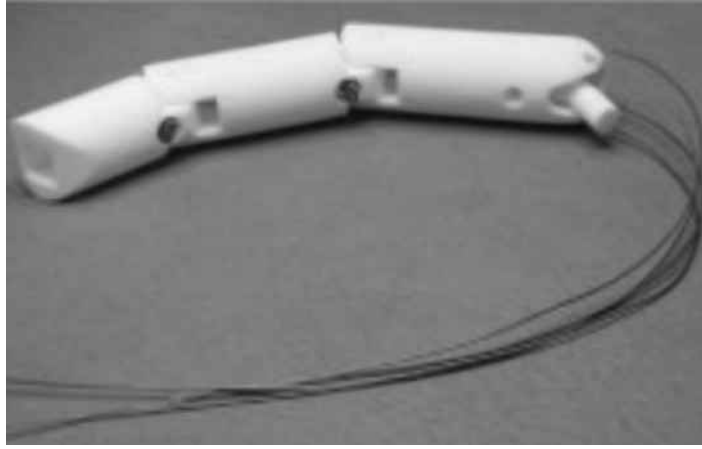


Figura 2.45: Prótesis Mano Rugters

## 2.12. Otros mecanismos actuados con SMA

En la Universidad Politécnica de Cartegna en España se ha diseñado un dedo antropomórfico que utiliza resortes SMA en una configuración de tipo vías (es decir, compuesto por un elemento SMA y un muelle de polarización). El dedo implementado tiene tres grados de libertad independientes. Las articulaciones intermedia y final son capaces de hacer la flexión y la extensión, mientras que la articulación de los nudillos sólo experimenta movimientos laterales. Las juntas del dedo están accionadas por polea, es decir, los alambres de acero se enrollan alrededor de las poleas en las articulaciones de los dedos y luego conectan el actuador. Los actuadores son pistones eléctricos accionados por SMA. La carrera del pistón está conectada a un resorte SMA. A medida que una corriente eléctrica acorta la distancia del resorte SMA, el pistón jala con una fuerza de 450 sobre una longitud de contracción de 19 mm. El movimiento de tracción del actuador produce 450g rotación de la polea y por lo tanto el movimiento del dedo. Un muelle de empuje, incorporado en el actuador de pistón eléctrico, devuelve el dedo a su posición original [65].

Muy recientemente, Price et al. propusieron una prótesis de mano basada en SMA de tres dedos con alambre SMA de tipo de polarización. Cada dedo tiene 3 articulaciones. Los hilos SMA están conectados directamente a la estructura de los dedos cerca de la articulación. Los cables pasan a lo largo del enlace y se dirigen directamente a través del dedo antes de fijarse al extremo del eslabón (cerca del nudillo). La actuación del actuador SMA (contracción de la longitud del cable SMA del 5 por ciento) induce el movimiento del dedo. Los resortes de torsión colocados en cada junta proporcionan la fuerza de polarización para devolver la junta a su posición inicial [77].

# Capítulo 3

## Metodología del prototipo

La palabra método se entiende como el camino que se sigue para alcanzar un objetivo en forma literal y etimológica. Para el desarrollo de una metodología idónea para la implementación de una prótesis de mano es necesario considerar un proceso de diseño creativo así como la clarificación de objetivos y el establecimiento de funciones, sin mencionar la especificación de requerimientos y determinación de características que conlleva un sistema óptimo.

### 3.1. Clasificación de objetivos

Es importante tener claro los objetivos que debe cumplir el modelos, aunque es relevante mencionar que en todas las etapas del proceso se busca cumplir algún fin para satisfacer una necesidad. Es de gran prioridad que estos objetivos pueden cambiar a medida que avanza el proceso de diseño. El esquema mostrado en la Figuras 3.1 detalla una estructura clara, útil y confiable para desarrollar el planteamiento, además de ayudar en la mejora de la percepción del problema.

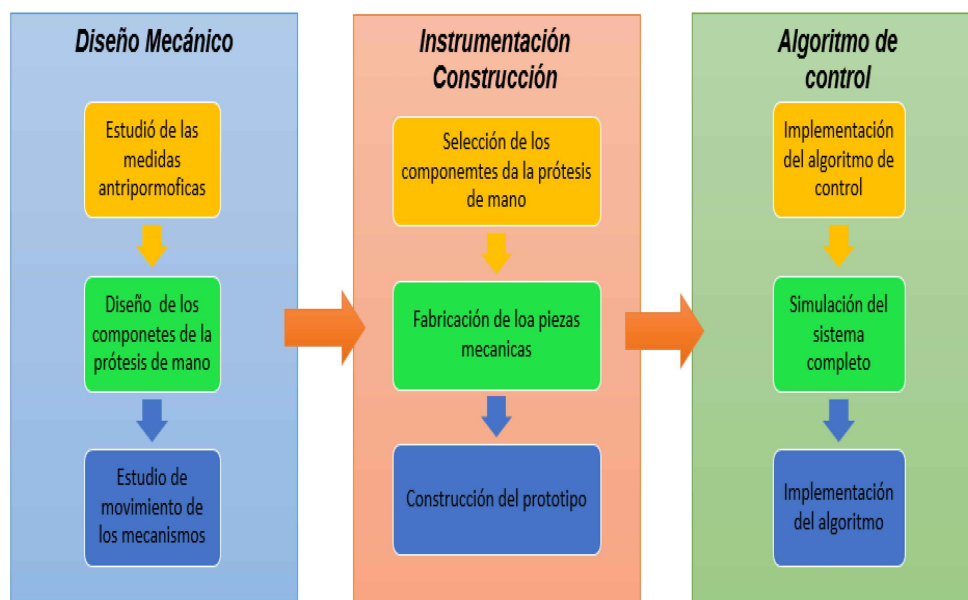


Figura 3.1: Pieza para el posicionamiento de los dedos.

Una vez mostrado el preámbulo para tener una idea mas clara al momento de establecer las funciones que debe desempeñar el prototipo. Por otra parte, es indispensable contar con un medio para implantar

los objetivos especificados con anterioridad, y esto puede hacerse mediante el establecimiento de funciones. El análisis de este método propone un medio para identificar las actividades esenciales que el sistema a diseñar debe desempeñar para satisfacer los objetivos planteados en el diagrama, independientemente de los dispositivos que se vayan a utilizar. Para ello se muestra un diagrama de las funciones principales de la prótesis de mano en la Figura 3.2.

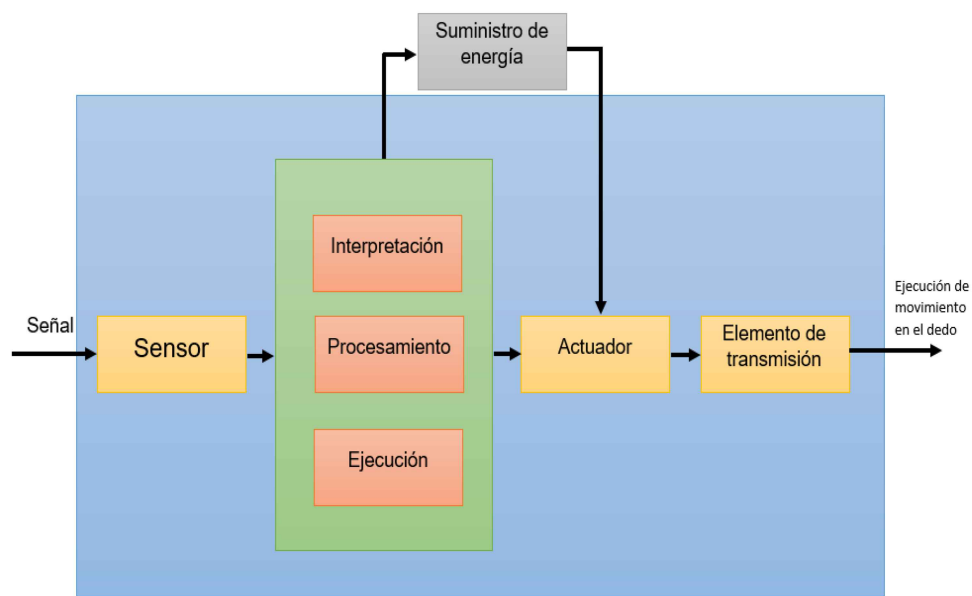


Figura 3.2: Pieza para el posicionamiento de los dedos.

La primera función es la entrada de la señal para después llegar a la etapa de control del sistema, la cual se encarga de interpretar y procesar la señal para inmediatamente ejecutar el código adecuado para que el actuador desarrolle su función de forma adecuada y así ejecutar la trayectoria apropiada. En consecuencia, se reducen las variantes para definir de forma estrecha los requerimientos con que deben contar los componentes del sistema y así, identificar la dirección e ideas que se deben seguir para evitar soluciones inapropiadas, que deberán modificarse cuando se encuentren fuera de los límites.

### 3.2. Requerimiento para la prótesis de mano

En este punto, se toma en cuenta las alternativas, tipos y características que existen sobre los elementos a considerar sobre las prótesis de mano. Para el desarrollo de esta la prótesis de mano es importante implementar una prótesis de mano, debe de cumplir con las funciones principales y movimientos adecuados para la ejecución de actividades realizadas en la vida diaria cuidando la apariencia estética, teniendo como resultados un prototipo óptimo para la manipulación de objetos. Se requiere el modelo tridimensional de una prótesis de mano cumpliendo con un peso ligero y un espacio adecuado para el alambre SMA Nitinol que servirá como actuador en esta prótesis, se requiere de un sistema de control e instrumentación eficiente y de bajo recurso el cual proporcione los movimientos principales de la mano al prototipo, finalizando con un dispositivo que desempeñe la ejecución de trayectorias y con las principales formas de sujeción de objetos. Las especificaciones se encuentran más a detalle en la tabla 3.1.

Especificaciones	
Características generales	5 Dedos
	14 Articulaciones
	Sujeción puntual, palmar, cilíndrico y esférico
Dimensiones	Longitud máxima de la mano 250 mm
	Ancho máximo de la mano 150 mm
	Longitud de los dedos de acuerdo a las dimensiones de mano
Peso	Peso neto 400g
	Capacidad de carga 1kg
Características mecánicas	Cumplir con las trayectorias deseadas.
	3 articulaciones por dedo (2 dedo pulgar)
	Fácil ensamble en las piezas
	Fabricación accesible
Actuador	Ligero y compacto.
	Velocidad.
	Compatibilidad con las dimensiones de la mano.
	Disponibilidad comercial.
Sistema de control	Buena resolución.
	Autonomía.
	Capacidad para interpretar y procesar señales.
Mantenimientos	Mínimo y sencillo.
	Bajo desgaste en las partes móviles.
Seguridad	Lo mas alta y eficiente posible.
Estética	Lo más parecido a la mano humana.

Cuadro 3.1: Requerimientos del equipo

Es importante determinar los requisitos de la prótesis de mano para especificar las características de cada componente de este prototipo y así lograr los objetivos establecidos.

### 3.3. Diseño mecánico

La tecnología robótica ha evolucionado a pasos agigantados durante los últimos años, culminando en prótesis de mano articuladas artificialmente que poseen las cualidades de la mano humana. Sin embargo, el mayor reto en el diseño de las prótesis es la capacidad de integrar todos los actuadores, sensores, sistemas de mecánicos y fuentes de alimentación en un diseño compacto. Esta cuestión se mejora aún más, ya que en el diseño del prototipo de la carcasa también debe seguir estrictos requisitos como lo son el peso, tamaño y apariencia.

En la literatura, muchos de los diseños encontrados suelen ser de dos o tres articulaciones. Los dispositivos que integran todas las características anatómicas para el movimiento normal de la mano son a menudo sistemas mecánicos muy complejos e incluso incluyen la cosmetología para su funcionamiento.

La tecnología, los materiales y el control disponible en la actualidad, imponen restricciones en la construcción de la prótesis de la compleja mano humana que ejecuta con precisión y exactitud los movimientos de los dedos. Por esta razón, en este trabajo de tesis se definen los objetivos del mismo

que serán conservar los atributos físicos de los dedos reales y su funcionalidad. Por lo tanto, el grado de emulación del prototipo en desarrollo se limito a conservar las siguientes características esenciales de los dedos:

- El tamaño y el diseño del prototipo son exactos.
- Los movimientos cinemáticos de la mano son precisos.
- La actuación biomecánica de los tendones es un sistema agonista-antagonista.

En este apartado se efectuara el diseño tanto de la estructura exterior como del mecanismo de funcionamiento. Para hacerlo primero será necesario diseñar la estructura exterior, ya que es la parte más innovadora de este trabajo, posteriormente se diseñaran los circuitos electrónicos de potencia que serán colocados en el interior de la carcasa de la palma de la prótesis.

Finalmente se colocaran los actuadores dentro de las falanges de los dedos y se realizara la interfaz de comunicación entre la prótesis de mano y el brazalete Myo.

Se desarrolla un diseño estático de prótesis de mano, que cumpla las características que se comentan a continuación:

- La prótesis ha de ser funcional en cuanto a movimientos, es decir, ha de poder realizar los movimientos necesarios para poder sujetar objetos.
- El peso de la mano no podrá superar los 200g.
- La prótesis deberá ser económica en cuanto al material para fabricarla y en los actuadores.
- Bajo costo computacional.

Para realizar el diseño de la prótesis de mano ha sido de gran importancia el uso del software de diseño asistido por computada SolidWorks, con el fin de diseño, simular y validar los componentes que se van a usar para la transmisión de movimiento de las articulaciones móviles que componen la estructura.

### 3.3.1. Medidas estándar de la mano

Para poder diseñar una prótesis de mano, se diseñaran unas piezas que permitan, que permitan modificar el tamaño de estas piezas y la fácil fabricación de estas piezas. Con esto se pueden atacar dos problemas que existe en las prótesis; el primero es el precio excesivo de las prótesis funcionales que existen en el mercado y los prototipos novedosos pero excesivos en cuanto a peso.

Para hacer esto se diseñara una prótesis de mano con las medidas estándar encontradas en la Fuerza Aérea de EE.UU.[65] con un grosor que permita que piezas no se rompan durante su uso.

Finalmente, las medidas que se han fijado a partir del estudio son:

- Grosor de los dedos: La anchura de los dedos es de 18 mm y un espesor de 2.65mm en cada una de las piezas.
- Grosor de la mano: El ancho de la palma de mano 119 mm y el largo de 132 mm y un espesor de 2.65mm.

### 3.3.2. Diseño de la palma

La palma se diseñó tomando en cuenta las medidas ya mencionadas. La palma está formada por 2 piezas; la parte superior de la mano y la palma de la mano.

Es necesario tener en cuenta que dentro de la palma de la prótesis se colocarán los circuitos de potencia que proporcionan el funcionamiento a los alambres SMA. En las Figuras 3.3 se presenta el diseño de ambas piezas. Ambas piezas serán unidad con tornillo de 3 mm de diámetro.



Figura 3.3: Pieza palmar

Para el posicionamiento de los dedos de la prótesis se diseñó unas piezas cuya función es hacer un lazo de agarre ente la palma de la mano y los dedos de la mano (Figura 3.4), estas piezas se ensamblan dentro de cada orificio de la palma a presión con el fin de evitar poner mas tornillos u objeto que evite que no se zafe las pieza.

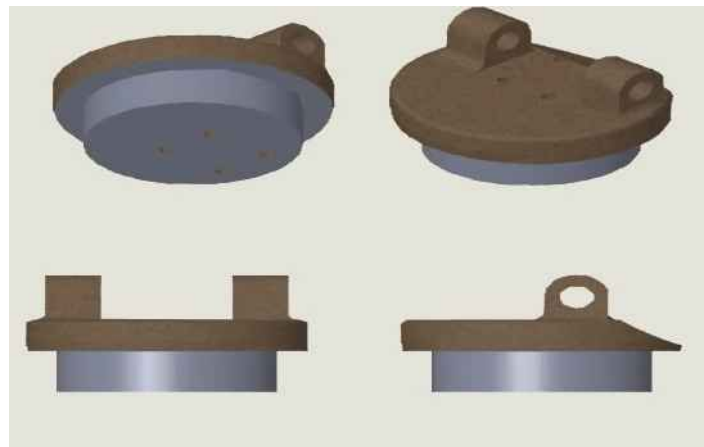
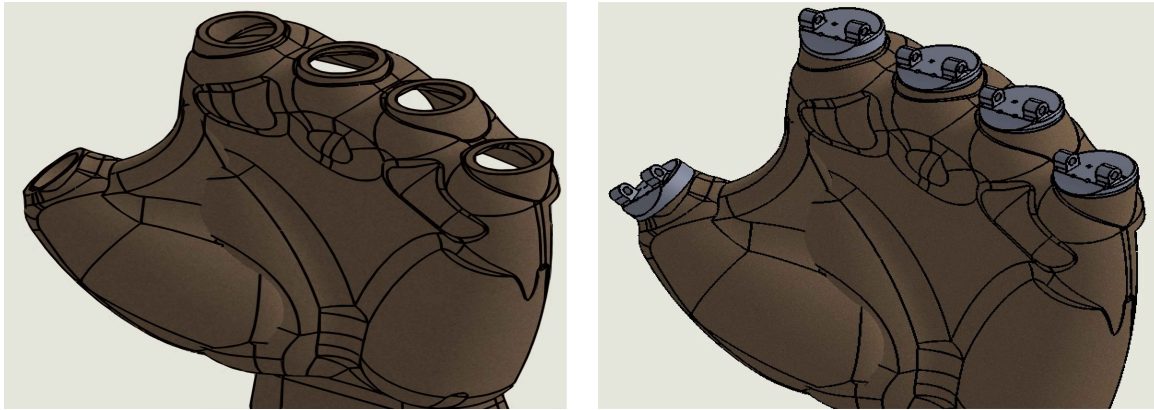


Figura 3.4: Pieza para el posicionamiento de los dedos.

El hecho de poner esta pieza de agarre es hacer mas fácil y practico el ensamble y esto se puede observar en la Figura 3.5.



a)Orificios para las piezas de agarre.

b)Diseño de la palma.

Figura 3.5: Diseño de las piezas que conforman la palma de la mano

### 3.3.3. Diseño de los dedos

Para tener un mejor panorama de las medias estándares de la mano; **Garrett** dio un informe detallado de las propiedades fundamentales de la mano después de un estudio de 56 hombres y mujeres del personal de la Fuerza Aérea de EE.UU. [65]. Poznanski recopiló las mediciones de longitud ósea a través de estudios de la mano [66]. Chao et al midió la distancia aproximada del centro de rotación de la cabeza de cada falange y en los centros aproximados de las superficies cóncavas articulares de las articulaciones para dimensionar completamente los longitudes de las falanges [76]. Además, Frievalds et al recopiló datos sobre las longitudes de las falanges y obtuvo un porcentaje de las longitudes de la mano [68], mientras que Buccholz et al., modeló la antropometría de la mano en función de las mediciones externas de las mano, para saber la longitud y el ancho [69].

Medidas de las falanges de la prótesis (mm)					
Falange	D. Meñique	D. Anular	D. Medio	D. Indie	D. Pulgar
Distal	40	40	40	40	0
Media	36	40	41	36	-
Proximal	42	47	47	40	50

Cuadro 3.2: Medidas de los dedos de la prótesis

Además de las mediciones fundamentales, el modelo del prototipo se extendió a la geometría de los dedos. La prótesis fue diseñada dentro de los límites de las dimensiones físicas presentadas en la Tabla 3.2 con el objetivo de asemejar los más posible a la medida de la mano humana. El prototipo del dedo tiene por lo tanto una superficie dorsal plana y una curvatura palmar del dedo que se aproxima al contorno carnoso del dedo humano.

En el diseño cada dedo está constituido por tres falanges (proximal, media y distal) y tres articulaciones (metacarpofalángica (MCP), interfalángica proximal (PIP) e interfalángica distal (DIP) a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (proximal, media) y dos articulaciones ((metacarpofalángica (MCP), e interfalángica distal (DIP)).

En el diseño de la prótesis de mano se considero que los dedos fueran del tamaño real de los dedos de la mano humana ya que es de suma importancia cumplir con el objetivo de construir una prótesis



ligera y compacta. En cada una de las falanges que componen a cada dedo se diseñaron 4 orificios del tamaño diámetro del alambre SMA y se consideró que por dentro cada falange tuviera dos aberturas en cada costado con el objetivo de liberar el calor y al mismo tiempo hacer que la prótesis fuera más ligera. Los acoplamientos de los dedos se construyeron entonces mediante impresión 3D. En la Figura 3.8 se puede apreciar el diseño de cada falange que compone cada dedo de la prótesis de mano.

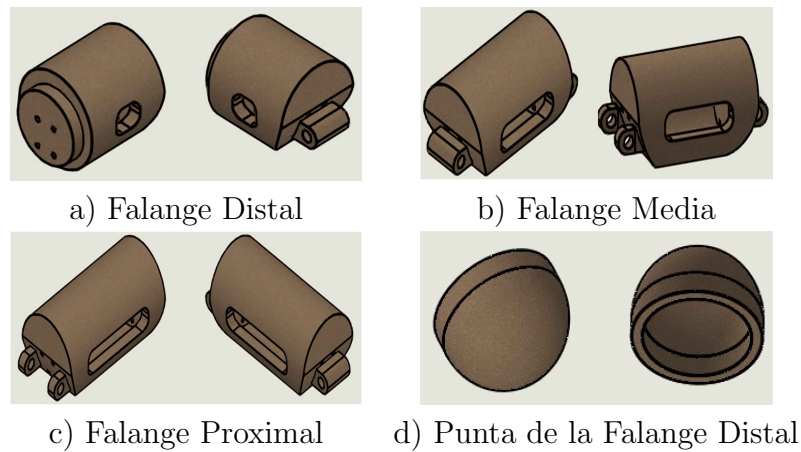


Figura 3.6: Diseño de las falanges para los dedos de la prótesis de mano

Por ultimo en la Figura 3.7 se muestran tres vistas, la vista frontal, superior e inferior del ensamble de uno de los dedos de la prótesis de mano. Es importante mencionar que cada falange tiene aberturas en los costados con y son huecas por dentro con el fin de liberar el calor del alambre y hacer más ligero el dedo.

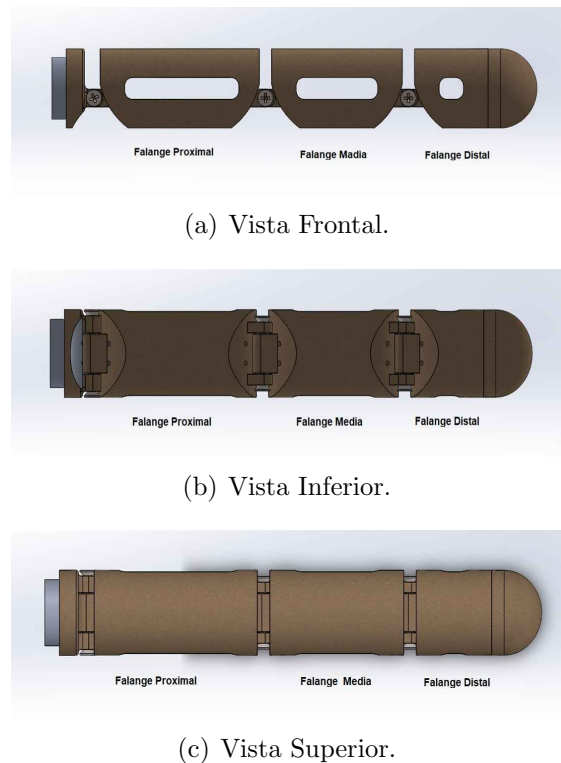


Figura 3.7: Diseño de los dedos de la prótesis

Una vez realizado el diseño de todas las partes que componen a la prótesis de mano se elaboró el ensamble del prototipo teniendo el resultado final del diseño en las Figuras 3.8.

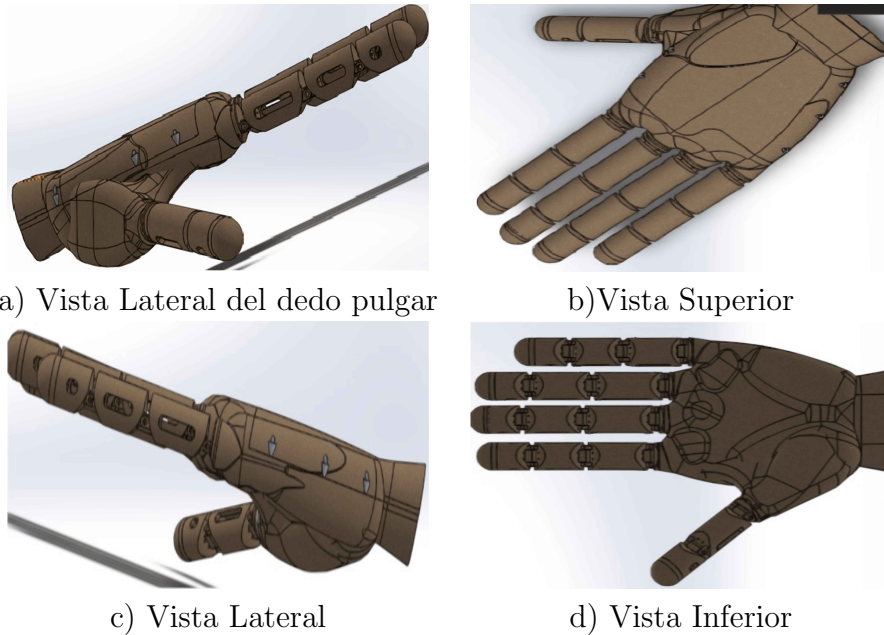


Figura 3.8: Vista del ensamble de la prótesis de mano

Así se da por finalizado el proceso de diseño de la prótesis de mano, donde se conservan dimensiones y simetría adecuada a lo establecido en la metodología del diseño.

### 3.3.4. Movimiento cinemático del dedo

Con el objetivo de tener un diseño lo más semejante al dedo humano, los dedos de la prótesis de mano fueron modelados y comparados con la cinemática de los dedos de la mano humana. Por lo tanto, cada está compuesto por tres eslabones con una articulación. El movimiento de las articulaciones en la mano humana se describen mediante el movimiento de los segmentos óseos de los dedos a lo largo de las superficies articulares. Las juntas de las falange proximal, media y distal son modeladas como articulaciones de bisagra ya que son articulaciones de 1 GDL. Se implementaron ejes de rotación fijos en la cabeza de la falange proximal y media y en la base de la falange media y distal. Además, la junta de la falange distal se considera como junta pasiva cuyo movimiento depende del movimiento de la falange media. En cada falange se encuentran dos orificios por debajo de la junta y dos por arriba de la junta, aquí será donde se acoplen los alambres SMA para tener los movimientos agonista-antagonista los cuales dan y coordinan el movimiento de flexión y extensión de cada dedo según la posición que se desee tener, replicando así los movimientos de la mano humana, estos movimientos se pueden apreciar en la Figura 3.9. Es importante mencionar que aunque la imagen presenta el diseño y movimiento del dedo índice, esto se replica en el resto de los dedos.

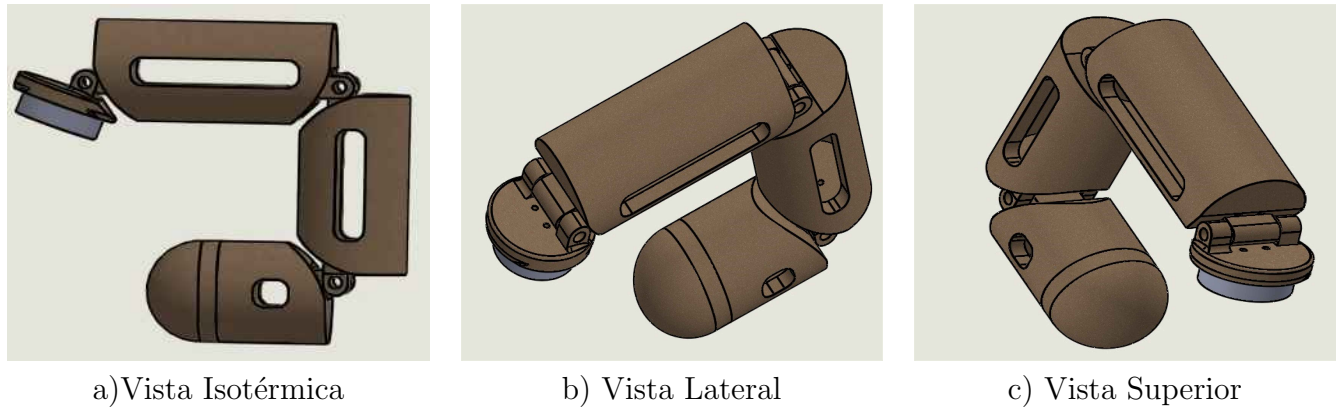


Figura 3.9: Movimiento del dedo índice

El rango de movimiento de las articulaciones de cada dedo de la prótesis se muestra en la Figura 3.9. Un rango de flexión/extensión es de  $90^\circ$  en la junta colocada en la base de la falange proximal, mientras que el resto de las juntas tienen  $100^\circ$ . Una de las ventajas de utilizar alambres SMA como actuadores es el ahorro de los topes mecánicos ya que cada dedo tendrá la posición del alambre. En resumen, la Figura 3.10 representan la arquitectura cinemática de los dedos de la prótesis

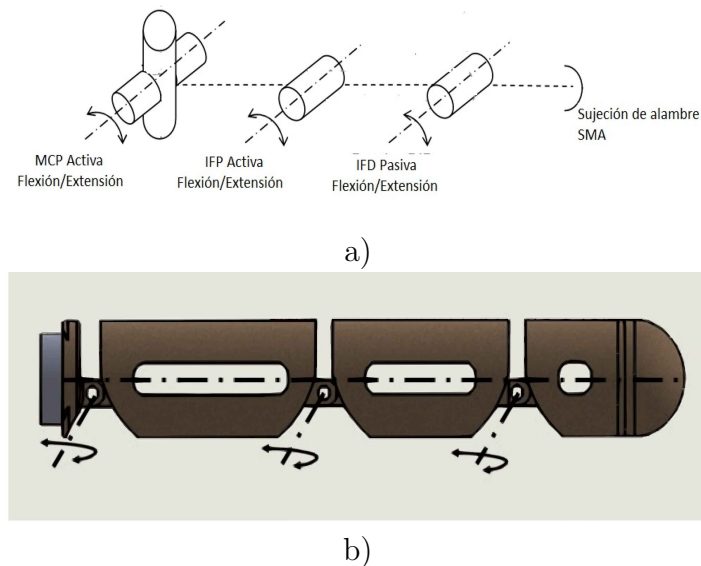


Figura 3.10: Cinemática del dedo artificial.

### 3.3.5. Resumen del diseño realizado

Se ha querido mostrar el resultado final del diseño de la prótesis de mano para tener un mejor panorama del funcionamiento de este dispositivo así como también el diseño permite que pueda agarrar distintos objetos.

Finalmente en la Tabla 3.3 de todas las propiedades de la prótesis.

Características	Valor
Material	Polímero ABS
Peso	1.5 Kg
Fuerza máxima	3.664 Kilogramos-Fuerza
Precio total de la prótesis	5,000 pesos
Posibles tipos de agarres	Agarre en pinza, Agarre cilíndrico, Agarre en gancho
Posibles movimientos indispensables	Movimiento de extensión y flexión del dedo pulgar, índice, medio, anular y meñique. Posibilidad de añadir otro actuador para el movimiento e abducción y aducción del pugar.

Cuadro 3.3: Características principales del diseño de prótesis

### 3.4. Modelado Matemático de Dedo

En este capítulo se describe el modelo cinemático y dinámico del dedo de la prótesis de mano.

El dedo a modelar consiste en tres falanges conectadas a través de tres articulaciones rotacionales. El modelo del dedo se empleó a los demás dedos haciendo una excepción en el dedo pulgar ya que solo cuenta con dos falanges y dos articulaciones rotacionales. El significado de las diversas constantes así como el de sus valores numéricos están resumidos en la Tabla 3.4.

Tablade parametros de la protesis de mano				
Dedo	Descripción	Notación	Valor	Unidades
Meñique	Longitud de falange proximal	$l_1$	0.042	m
	Longitud de falange medio	$l_2$	0.036	m
	Longitud de falange distal	$l_3$	0.034	m
	Distancia al centro de masa (proximal)	$l_{c1}$	0.0157	m
	Distancia al centro de masa (medio)	$l_{c2}$	0.0138	m
	Distancia al centro de masa (distal)	$l_{c3}$	0.0012	m
	Masa (proximal)	$m_1$	0.0043	kg
	Masa (medio)	$m_2$	0.0039	kg
	Masa (distal)	$m_3$	0.0045	kg
	Inercia respecto al centro de masa (proximal)	$I_1$	0.203	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (medio)	$I_2$	0.189	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (distal)	$I_3$	0.200	$kg \cdot m^2$
Anular	Longitud de falange proximal	$l_1$	0.047	m
	Longitud de falange medio	$l_2$	0.040	m
	Longitud de falange distal	$l_3$	0.040	m
	Distancia al centro de masa (proximal)	$l_{c1}$	0.019	m
	Distancia al centro de masa (medio)	$l_{c2}$	0.0162	m
	Distancia al centro de masa (distal)	$l_{c3}$	0.0012	m
	Masa (proximal)	$m_1$	0.0049	kg
	Masa (medio)	$m_2$	0.0044	kg
	Masa (distal)	$m_3$	0.0045	kg
	Inercia respecto al centro de masa (proximal)	$I_1$	0.253	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (medio)	$I_2$	0.220	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (distal)	$I_3$	0.200	$kg \cdot m^2$
Medio	Longitud de falange proximal	$l_1$	0.047	m
	Longitud de falange medio	$l_2$	0.041	m
	Longitud de falange distal	$l_3$	0.040	m
	Distancia al centro de masa (proximal)	$l_{c1}$	0.019	m
	Distancia al centro de masa (medio)	$l_{c2}$	0.0157	m
	Distancia al centro de masa (distal)	$l_{c3}$	0.0012	m
	Masa (proximal)	$m_1$	0.0050	kg
	Masa (medio)	$m_2$	0.0043	kg
	Masa (distal)	$m_3$	0.0045	kg
	Inercia respecto al centro de masa (proximal)	$I_1$	0.255	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (medio)	$I_2$	0.214	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (distal)	$I_3$	0.200	$kg \cdot m^2$
Indice	Longitud de falange proximal	$l_1$	0.040	m
	Longitud de falange medio	$l_2$	0.036	m
	Longitud de falange distal	$l_3$	0.040	m
	Distancia al centro de masa (proximal)	$l_{c1}$	0.0167	m
	Distancia al centro de masa (medio)	$l_{c2}$	0.013	m
	Distancia al centro de masa (distal)	$l_{c3}$	0.0012	m
	Masa (proximal)	$m_1$	0.0045	kg
	Masa (medio)	$m_2$	0.0039	kg
	Masa (distal)	$m_3$	0.0045	kg
	Inercia respecto al centro de masa (proximal)	$I_1$	0.226	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (medio)	$I_2$	0.189	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (distal)	$I_3$	0.200	$kg \cdot m^2$

Pulgar	Longitud de falange proximal	$l_1$	0.050	m
	Longitud de falange distal	$l_2$	0.034	m
	Distancia al centro de masa (proximal)	$l_{c1}$	0.0163	m
	Distancia al centro de masa (distal)	$l_{c2}$	0.0012	m
	Masa (proximal)	$m_1$	0.0044	kg
	Masa (distal)	$m_2$	0.0045	kg
	Inercia respecto al centro de masa (proximal)	$I_1$	0.220	$kg \cdot m^2$
	Inercia respecto al centro de masa (distal)	$I_2$	0.200	$kg \cdot m^2$

Cuadro 3.4: Parámetros de la prótesis de mano

### 3.4.1. Modelo Cinemático Directo del dedo

El modelo cinemático estudia el movimientos del robot respecto a un sistema de referencia fijo. La cinemática directa consiste en determinar cuál es la posición y orientación del extremo del robot dados los valores de las articulaciones y parámetros geométricos de los elementos del robot [78] [79].

**Denavit-Hartenberg** propusieron un algoritmo que permite obtener el modelo cinemático directo. El cual es un método matricial sistemático que permite establecer sistemas de coordenadas ligados a cada eslabón de un mecanismo, para así determinar la cinemática completa del mismo. Una vez que se han definido los sistemas de coordenadas, será posible pasar de uno a otro a través de una serie de transformaciones básicas (rotaciones y traslaciones) que dependen exclusivamente de las características geométricas de cada eslabón; pudiendo así relacionar un sistema de coordenadas con otro [81]. Las transformaciones que se llevan a cabo son:

- Rotación al rededor del eje  $Z_{i-1}$  un angulo  $\theta_i$ .
- Traslación a lo largo de  $Z_{i-1}$  una distancia  $d_i$ .
- Traslación a lo largo de  $x_i$  una distancia  $a_i$ .
- Rotación alrededor del eje  $X_i$  un ángulo  $\alpha_i$ .

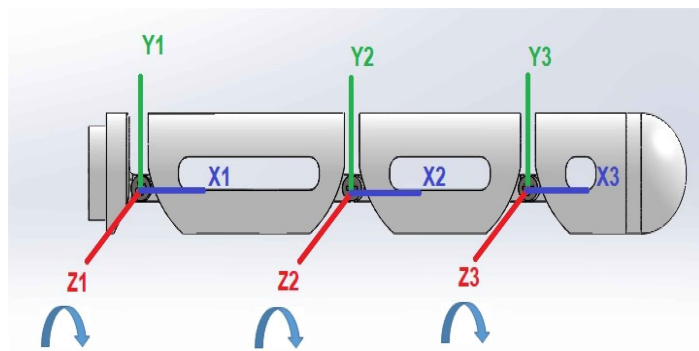


Figura 3.11: Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL.

Articulación	$a_i$	$\alpha_i$	$\theta_i$	$d_i$
1	$a_1$	0	$\theta_1$	0
2	$a_2$	0	$\theta_2$	0
3	$a_3$	0	$\theta_3$	0

Cuadro 3.5: Parámetros de Denavit-Hartenberg

Una vez obtenidos los parámetros de Denavit-Hartenberg se calculan las matrices de transformación homogénea para cada uno de los sistemas coordenados se siguió la siguiente ecuación:

$$A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i * S\theta_i & S\alpha_i * S\theta_i & a_i * C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i * C\theta_i & -S\alpha_i * C\theta_i & a_i * S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Por lo tanto

$$A_1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\alpha_1 & 0 & a_1 * C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\alpha_1 & 0 & a_1 * S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\alpha_2 & 0 & a_2 * C\theta_1 \\ S\theta_2 & C\alpha_2 & 0 & a_2 * S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$A_3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\alpha_3 & 0 & a_3 * C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\alpha_3 & 0 & a_3 * S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Obteniendo la matriz de transformación

$$T_{Pulgar} = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 & a_3 * C_{123} + a_2 * C_{12} + a_1 * C_1 \\ S_{123} & C_{123} & 0 & a_3 * S_{123} + a_2 * S_{12} + a_1 * S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Para calcular la cinemática directa una vez obtenida la matriz de transformación la matriz de posición  $O$  está dada por la ecuación 3.6 y la matriz rotación  $R$  está dada por la ecuación 3.7.

$$O_{Medio} = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 \\ S_{123} & C_{123} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$P_{Medio} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_3 * C_{123} + a_2 * C_{12} + a_1 * C_1 \\ a_3 * S_{123} + a_2 * S_{12} + a_1 * S_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Donde Donde  $C_{123} = \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$  y  $S_{123} = \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$ .

La Figura 3.12 muestra el esquemático para obtener el modelo cinemático directo del dedo pulgar.

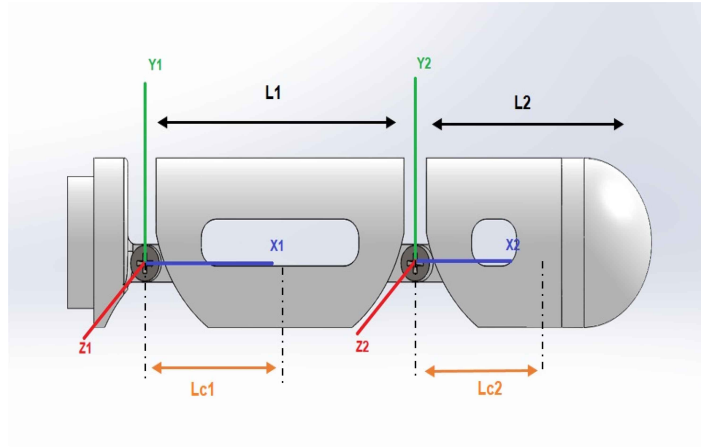


Figura 3.12: Esquemático del mecanismo del dedo pulgar.

Los parámetros de Denavit-Hartenberg se muestran en la tabla 3.6.

Articulación	$a_i$	$\alpha_i$	$\theta_i$	$d_i$
1	$a_1$	0	$\theta_1$	0
2	$a_2$	0	$\theta_2$	0

Cuadro 3.6: Parámetros de Denavit-Hartenberg para dedo pulgar

Para el dedo pulgar se consideraron únicamente la ecuaciones 3.2 y 3.3. Por lo tanto la matriz de transformación está dada por:

$$T_{Pulgar} = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & a_2 * C_{12} + a_1 * C_1 \\ S_{12} & C_{12} & 0 & a_2 * S_{12} + a_1 * S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Donde  $C_{12} = \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2)$  y  $S_{12} = \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2)$ . La matriz de posición  $O_p$  está dada por la ecuación 3.9 y la matriz rotación  $R_p$  está dada por la ecuación 3.10 para el dedo pulgar.

$$O_{Pulgar} = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 \\ S_{12} & C_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$P_{Pulgar} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_2 * C_{12} + a_1 * C_1 \\ a_2 * S_{12} + a_1 * S_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

### 3.4.2. Modelo Dinámico del dedo

El modelo dinámico de cualquier sistema o cuerpo consiste en una ecuación diferencial vectorial en las posiciones ya sean articulares  $q$  o cartesianas  $x$  generalmente de segundo orden donde se describe su movimiento debido una fuerza externa e internas de los mismos. Visto desde otro punto, estudia la relación que existe entre el movimiento de los eslabone y as fuerzas o pares ejercidos por los actuadores en la articulaciones [78] [79].



Uno de los procedimientos empleados para la obtención del modelo dinámico, en forma cerrada, es el basado en las ecuaciones de movimiento de Lagrange. Las ecuaciones dinámicas se pueden obtener a partir de las ecuaciones de movimiento de Newton [80] [84] [82].

$$L(q(t), \dot{q}(t)) = \kappa(q(t), \dot{q}(t)) - v(q(t)) \quad (3.11)$$

Para la dinámica del dedo medio se consideraron las variables mostrados en la Figura 3.13.

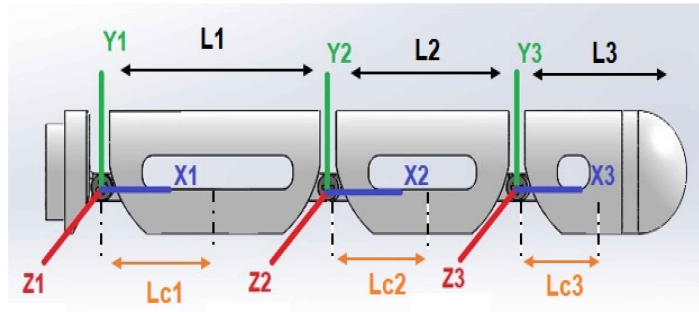


Figura 3.13: Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL.

y donde los torques generados por las articulaciones se pueden encontrar en Anexo A,

El par neto,  $\tau$ , que actúa sobre los dedos medio, meñique, índice y anular, viene dado por la suma de los pares generados por tres fuerzas, es decir

$$\tau = \tau_a + \tau_b + \tau_c \quad (3.12)$$

donde

- $\tau_a$  torque generado por la fuerza que actúa en la articulación MCP.
- $\tau_b$  torque generado por la fuerza que actúa en las articulaciones MCP y PIP.
- $\tau_c$  torque generado por la fuerza en las articulaciones MCP, PIP y DIP.

La Figura 3.14 representa el diagrama de las variables a considerar para la dinámica del dedo pulgar.

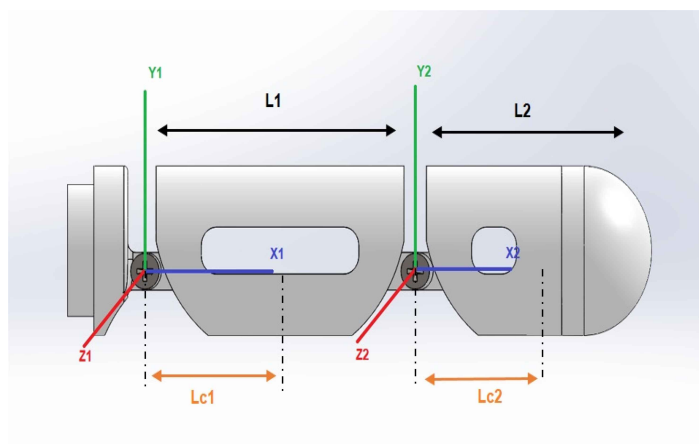


Figura 3.14: Esquemático del mecanismo del robot de 3 GDL.

la ecuaciones se pueden ver en Anexo A. Para el dedo pulgar de describe la ecuación 3.13.

$$\tau_p = \tau_d + \tau_e \quad (3.13)$$

donde

- $\tau_a$  torque generado por la fuerza que actúa en la articulación MCP.
- $\tau_b$  torque generado por la fuerza que actúa en las articulaciones MCP y DIP.

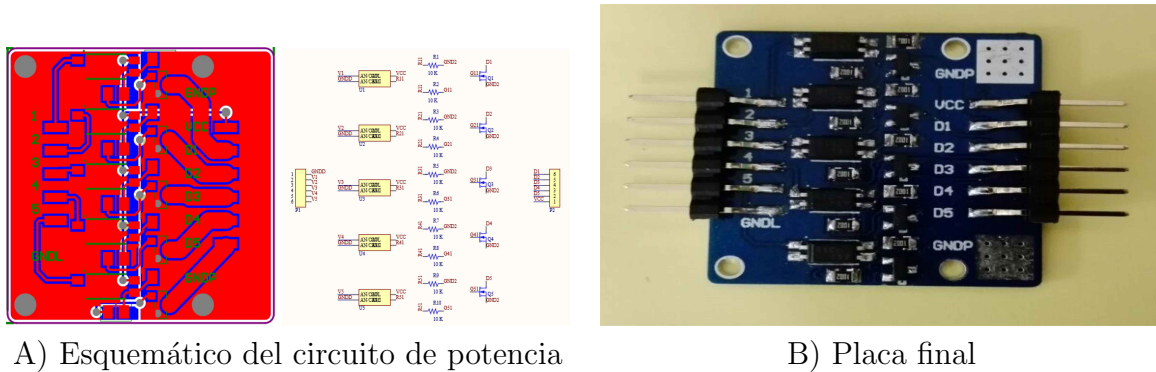
## 3.5. Instrumentación

A pesar de que existen una gran variedad de dispositivos de control novedosos y muy sofisticados en el mercado, no todos son adecuados para para el diseño de la prótesis de mano. Una de las características primordiales que deben tener es interpretar una o varias señales diferentes, procesar datos a alta velocidad y una plataforma de programación amigable. Al mismo tiempo debe de interactuar con varios actuadores de forma simultánea. Para la etapa de potencia se diseño un circuito utilizando arreglos Darlington los cuales dan solución parcial al alto consumo de corriente que demandan los actuadores del prototipo. Por otro lado existen importantes criterios que el dispositivo de control debe cumplir como por ejemplo; tener las dimensiones que requiere el diseño, capacidad de almacenar información, autonomía, etc.

### 3.5.1. Etapa de potencia

La carga electrónica es un elemento fundamental para la activación del alambres SMA. Si el SMA no estuviese cargado este nunca podría deformarse de nuevo para ser después actuado. Para ello se desarrollo una etapa de potencia. Un alambre SMA se puede activar aplicando un voltaje que va desde los 6 hasta los 12 V. Por lo tanto se opto por trabajar con un circuito de modulación por ancho de pulso. Este tipo de circuitos ofrecen grandes ventajas una de ellas es que se enciende y se apaga con gran rapidez la corriente que circulara por el alambre SMA, asi evitara que el alambre tenga un sobrecalentamiento ya que el calor se dispersa a lo largo del alambre SMA.

Este tipo de configuraciones permite el 100 % encendido y el 100 % apagado, lo cual se podrá controlar el alambre SMA de manera proporcional. Para este circuito se utilizo un integrado dsdhsd el cual su función es generar una salida de frecuencia constante que a su vez da una relación de encendido-apagado de la señal. También se utilizó un transistor dsdfs que tiene la función de conmutar la corriente a través del alambre SMA. En la F Figura 3.7 se muestra el circuito esquemático así como la placa de potencia final. Cabe que es parte de uno de los objetivos, el realizar lo mas estético posible la prótesis de mano por lo cual los componentes seleccionados son pequeños y de montaje superficial lo cual permiten fabricas pcb's compactas y de buen funcionamiento.



A) Esquemático del circuito de potencia

B) Placa final

Cuadro 3.7: Circuito de potencia

### 3.5.2. Adquisición de señales (Raspberry Pi Zero W)

En el año 2006 en el Laboratorio de Computación de la Universidad de Cambridge, se creó la tarjeta de control Raspberry teniendo como bases un microporcesador ARM comúnmente utilizado en teléfonos inteligentes por la fundación educacional sin fines de lucro del mismo laboratorio. Esta fundación, fue registrada en el año de 2009 con el objetivo de *Promover la educación de los adultos y los niños, particularmente en el campo de las computadoras, ciencias de la computación y temas relacionados* (What is a Raspberry Pi (2015)).

La tarjeta Raspberry Pi se puede describir como un sistema informático de bajo costo, altamente capaz, del tamaño pequeño, en términos generales es una maquina para diseñar y configurar el entorno en donde se trabaja un proyecto o la programación para el control de un prototipo utilizando el entorno Rapsbian (Debian Wheezy) [74].

Para este trabajo de tesis se decidió utilizar una tarjeta de programación *Raspberry pi Zero W*. Una gran ventaja de utilizar esta tarjeta es que suele ser compacta y económica así como su facilidad de programación, por otro lado, es una tarjeta delgada, pequeña que cumple con las características fundamentales para la prótesis de mano (Figura 3.15).

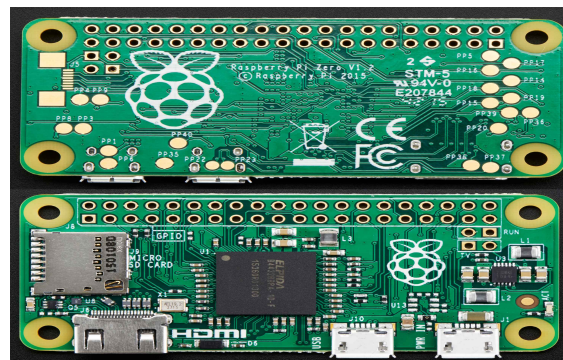


Figura 3.15: Raspberry pi Zero

Características de la Raspberry Pi Zero W [70].

- Procesador Broadcom BCM2835-ARM 11 a 1 GHz.
- 512 MB de SDRAM LPDDR2.

- Ranura para tarjeta Micro-SD.
- Puerto MiniHDMI parasalidas de vídeo 1080p - 60.
- Micro-USB para datos y potencia.
- GPIO de 40 pines.
- Pinout idéntico al de los modelos A + / B + / 2B.
- Toma para video compuesto.
- Factor de forma (65mm X 30mm X 5mm).

### 3.5.3. Sensor de retroalimentación

Un sensor de temperatura es un instrumento electrónico capaz de realizar una lectura precisa de una temperatura es un ambiente determinado. Una de las técnicas utilizadas se denomina **RTD (Resistance Temperature Detector)**, básicamente consiste en detectar los cambios de resistencia de un resistor interno debido a la temperatura.

En este trabajo de tesis se decidió trabajar con una sensor digital DS18B20, dado a su fácil implementación y su alta precisión y rango de apertura. Algunas características del sensor son:

- Rango de temperatura: -55 a 125 °C.
- De 9 a 12 bits.
- Presición:  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$  (de  $-10^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$ ).
- Tiempo de captura: inferior a 75 $\Omega$ .
- Alimentación: 3V a 5.5V.

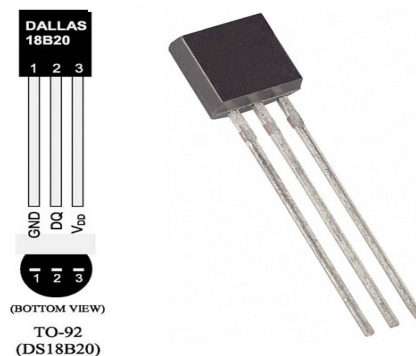


Figura 3.16: Sensor de temperatura DS18B20

### 3.5.4. Dispositivo Electromiográfico (Myo Armband)

Consta de en ocho sensores electromiográficos (EMG), estos sensores miden la tensión muscular, y una unidad de medición inercial(IMU) con un giroscopio 3D, un acelerómetro 3D y un magnetómetro. Su configuración es fácil. Como tal, tiene el potencial de convertirse en una tecnología de interacción comercial estándar en el área de prótesis de miembro superior o inferior [72].

Este brazalete es un dispositivo portátil que puede reconocer el gesto de la mano en el antebrazo y es fabricado por Thalmic Labs. El brazalete MYO es capaz de detectar ligeros impulsos eléctricos de los músculos del brazo. Los datos medidos por el brazalete MYO se pueden transferir a la computadora a través de bluetooth [71] (Tabla 3.8).

Características de Myo Armband		
Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	1	Fuente de DC
Cable	1	Cable USB para cargar el dispositivo.
Complejidad de circuito	No	Comunicación Bluetooth.
Errores de medida	Si	Tiene movimientos específicos.
Interferencia	No	Comunicación robusta bluetooth.
Vida Útil	Alta	No se conecta con la prótesis.
Mantenimiento	Poca frecuencia	No necesita mayor mantenimiento.
Control de posición	Si	Señales Miográficas.
Retroalimentación	Si	Control de lazo cerrado.
Tipo de contacto	Contacto	Se coloca directamente en el brazo.
Lectura constante	Si	Detecta los movimientos del musculo.
Tipo de señal	Analógica	Por lo tanto solo nos da movimiento específicos que dependiendo de la persona a veces resulta complicados.
Zonas de detección	1	Movimiento de los músculos.

Cuadro 3.8: Características de Myo Armband



Figura 3.17: Myo Armband

### 3.5.5. Procesamiento de salida PWM (PCA9685)

Para obtener más salidas de PWM se utilizó una tarjeta de 16 bits PCA9685 que esta con una interfaz de bus I2C para generar la señal de control del alambre Nitinol. Cada canal tiene una frecuencia establecida de 40Hz a 1000Hz y un rango de ciclo de trabajo del 0% - 100%, de forma predeterminada, la tarjeta PWM se direcciona como 0X40 en el bus I2C [74], [75].



Figura 3.18: Tarjeta PCA9685

Características de la PCA9685

- Tiene 4096 paso (PWM de 12 bits) de control individual de brillo.
- Permite tiempos de encendido y apagado escalonados de la luz LED para minimizar las sobreten-siones actuales.
- Tiene un preescalador para ajustar el ancho de pulso PWM de múltiples dispositivos.
- 16 LED controlables. Cada salida programable en
  - On
  - Off
  - Programación de la intensidad del brillo del LED
  - Programación del tiempo de encendido del LED para reducir el EMI.

## 3.6. Implementación de la prótesis de mano

Para la implementación del prototipo se opto utilizar una impresora tridimensional. Utilizar este tipo de herramientas es útil para la prótesis dar una mejor idea de las características y visión a cerca de las piezas diseñadas en un modelo CAD.

### 3.6.1. Material de la estructura de la prótesis

El diseño del prototipo está pensado para que su fabricación no esté acotado a un solo proceso de manufactura. Para la impresión de la carcasa y las falanges de la prótesis de mano, se consideró un material que no sea conductor de la electricidad ya que, tanto las falanges como la palma estarán en contacto con el alambre de memoria de forma que va a conducir corriente eléctrica. También es conveniente que el material sea ligero, resistente y barato. Según los requisitos mencionados anteriormente se ha escogido el polímero ABS, que por sus siglas en inglés (Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno), como material para la impresión de todas las piezas que componen el prototipo. Algunas características de este material son:

- No conductor
- Resistente a los esfuerzos que va a estar sujeto cada dedo
- Su comercialización es accesible
- Es un material resistente a la intemperie
- Es un material ligero
- Fácil e ideal para ser empleado en máquinas de prototipo rápido por impresión 3D
- Resistente a la temperatura que maneja el alambre con memoria de forma 30°C.

Las características mecánicas del ABS se encuentran en la Tabla 3.9.

Características mecánicas del ABS	
Densidad	1.02 - 1.21 g / $cm^3$
Módulo de Elasticidad	179 GPa
Resistencia a Tracción	29.8 - 65 MPa
Resistencia a Fluencia	29.6 65 MPa

Cuadro 3.9: Características mecánicas del ABS

### 3.6.2. Impresión tridimensional

Básicamente el proceso consiste en realizar una copia del archivo de cada pieza y guardarla en formato STL que es utilizado por la herramienta de software FlashPrint, como interfaz para comunicar con la impresora tridimensional. Después de generar todos los archivos, se acomodaron en el espacio delimitado por el programa y se dio paso a la impresión de las piezas. El resultado de la impresión se muestra en la Figura 3.19.



a) Impresión de las falanges



b) Impresión de las piezas de agarre



c) Impresión de la palma

Figura 3.19: Impresión de los componentes.



### 3.6.3. Construcción de la prótesis de mano

En esta sección se describe detalladamente la construcción de la prótesis de mano. Para poder mover cada una de los dedos de su posición de extensión (reposo) a una posición de flexión es necesario fijar la punta del alambre SMA a la punta de la falange distal de cada dedo. Para ello se han utilizado zapatas hembra del numero 6 la cual se soldó un cable. Se ha optado por esta solución ya que el fabricante de Flexinol no recomienda soldar el alambre SMA debido a productos químicos derivados de la soldadura que puedan dañar, a parte de las restricciones de la temperatura.

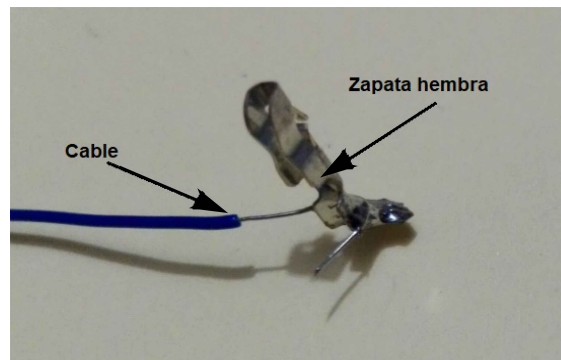


Figura 3.20: Zapata hembra de sujeción.

Primeramente se colocan los alambres SMA dentro de cada falange pasando por orificios como se muestra en la Figura 3.21 a) y b) de . Después de tener colocados los alambres se ajustan con las zapatas para asegurar que el alambre no se mueva mientras esta activado como se muestra en la Figura 3.22. Una vez que se ha fijado cada alambre SMA los cables son colocados dentro de cada falange pasando por uno de los orificios de la parte inferior de cada falange.

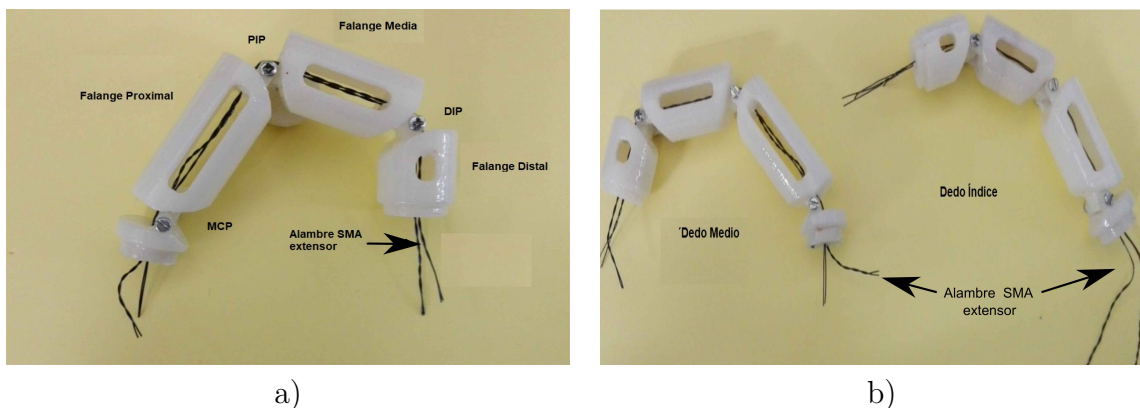


Figura 3.21: Alambres SMA de extensión



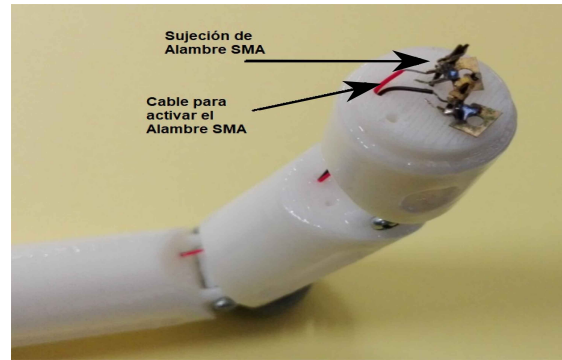


Figura 3.22: Sujeción del alambre SMA.

Estos pasos se repiten en cada uno de los dedos teniendo como resultado los alambres fijos a la punta de cada falange distal como se muestra en la Figura 3.23.

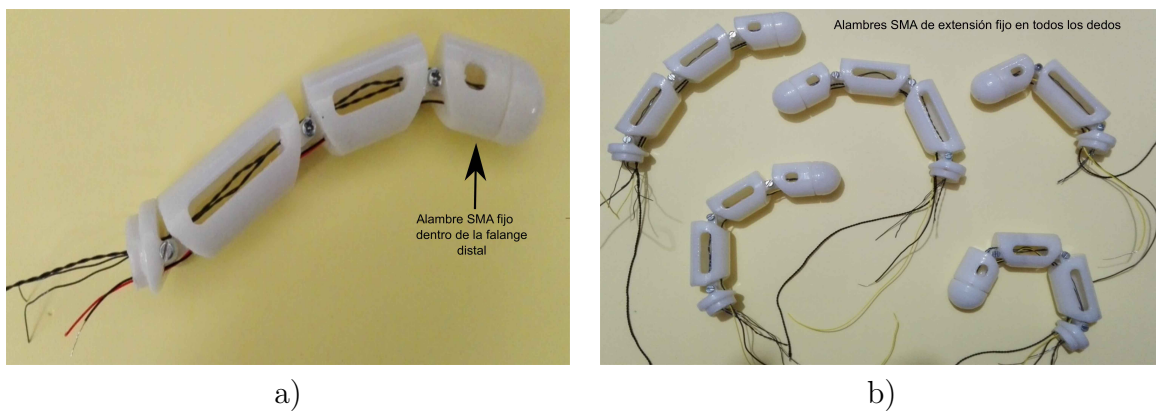


Figura 3.23: Resultado final de la sujeción del alambre SMA en todo los dedos.

Con la finalidad de evitar un corto circuito en el dispositivo se colocaron espaciadores de 15mm de largo y 5mm de diámetro en la conexión de cada alambre SMA como se muestra en las Figuras 3.24 (a) y (b).

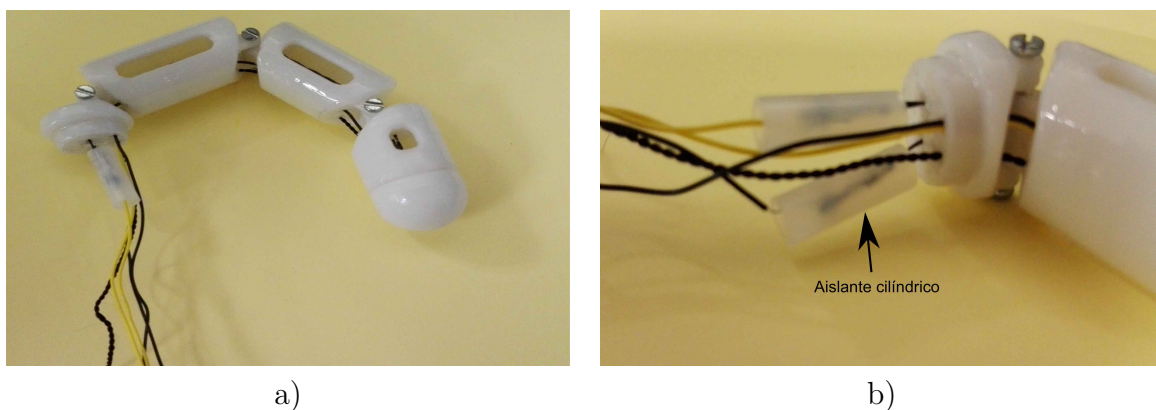


Figura 3.24: Aislantes para las conexiones

Una vez que se realizó la misma tarea a cada una de las conexiones de los alambres SMA ha quedado el ensamblaje de los actuadores que hacen la función de la extensión de los dedos y comienza el ensamblaje para la flexión. Para la flexión de los dedos fue necesario programar los alambres en forma de resorte con un diámetro de 5mm y de largo 35 mm como se muestra en la Figura 3.25.

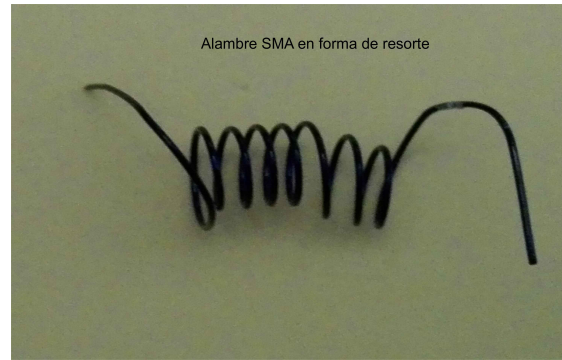


Figura 3.25: Resultado final de la sujeción del alambre SMA.

Para colocar estos pequeños alambres se diseñó una pieza la cual permite que el alambres sea colocado dentro de esta. Una vez que se colocó el alambre SMA dentro de la pieza, en el extremo inferior de la pieza se fija el alambre de la misma manera que se hizo en la falange distal de cada dedo, de igual manera se colocó un espaciador en la conexión del alambre SMA y la zapata. En la figura 3.26.

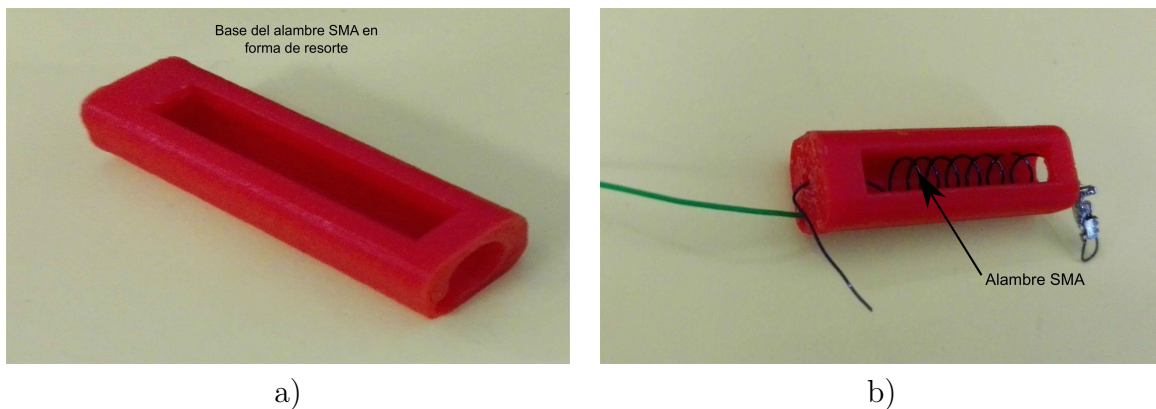


Figura 3.26: Base del alambre en forma de resorte

En cada dedo se colocó dos cables tensores de la misma manera que se colocaron los alambre SMA que realizan la función de extensión, así también un extremo del cable tensor se fijó en la falange distal de cada dedo. Después de colocar los cables tensores en la cada dedo y fijarlos se ensamblaron los dedos a la palma de mano como se muestra en la Figura 3.27.

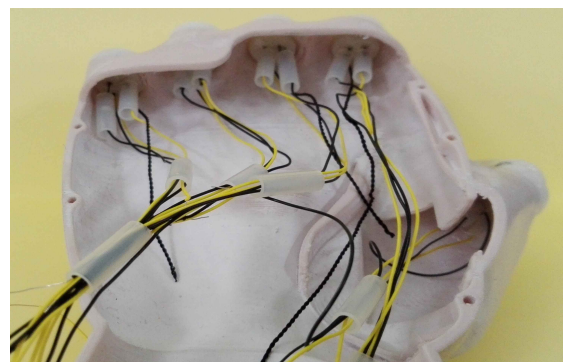


Figura 3.27: Resultado final de la sujeción del alambre SMA.

Una vez colocados los dedos se fijaron las bases del alambre SMA a la palma de la mano como se

muestra en la Figura 3.28, para asegurar que el alambre SMA tendrá un buen funcionamiento cuando sea activado.

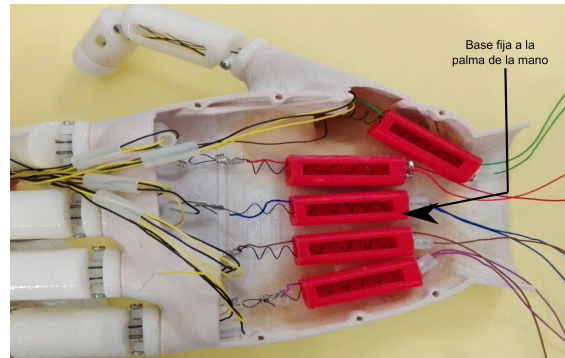


Figura 3.28: Bases fijas a la palma de la mano

Se sujeto el cable tensor al alambre SMA en forma de resorte, para esto fue necesario utilizar dos zapatas, una se colocó en el cable tensor y otra en el alambre SMA las cuales se unieron para realizar la flexión del dedo (Figura a) 3.29 ). El resultado final de la sujeción del ensamble de la prótesis de mano se puede observar en la Figura b)3.29.



a)



b)

Figura 3.29: Resultado final del ensamble.

Por último dentro de la prótesis se colocaron los sensores de temperatura lo más cercano posible al alambre SMA con el fin de realizar las mediciones lo más preciso posible, para ello se conectaron cables a los pines de salida del sensor y aislando cada conexión, después las los tres pines se colocaron dentro una separador que va pegado en la base del alambres SMA en forma de resorte como se muestra en la Figuras 3.30



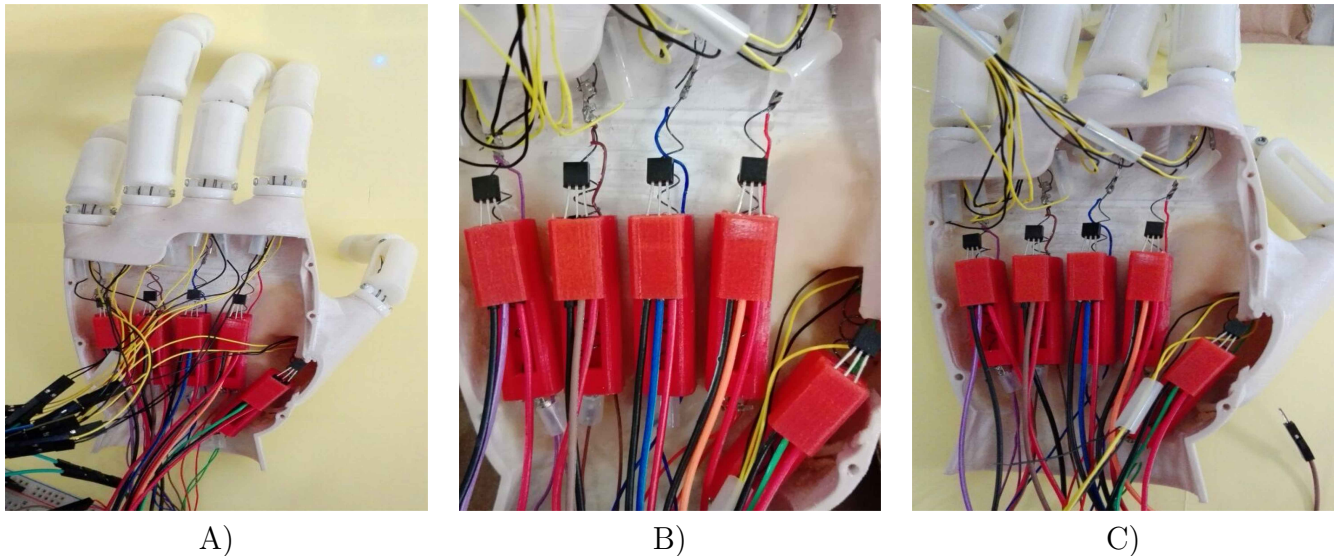


Figura 3.30: Colocación de los sensores

### 3.7. Caracterización del SMA

Para la implementación de los alambres SMA en la prótesis de mano se propuso una metodología en la cual se programaran los alambres SMA para que sirvan como tendones dentro de la prótesis de mano.

Los alambres SMA de forma tienen un diámetro de  $375 \mu\text{m}$ . Este tipo de alambres están disponibles comercialmente como *flexinol*. Las características de esta aleación son proporcionadas por el proveedor que lo comercializa bajo su marca registrada ref. En la Tabla 3.10 se muestran las características de los alambres con memoria de forma de un diámetro de  $375 \mu\text{m}$ .

Característica	Valor
Resistencia	$8,3\Omega/m$
Densidad	$6,45g/cm^3$
Coefficiente de calor específico	$0,2cal/^{\circ}C \cdot g$
Coefficiente de calor por convección	$0,18W/^{\circ}C \cdot cm^2$

Cuadro 3.10: Características de alambre con memoria de forma

Se desarrolló una plataforma experimental para caracterizar el rendimiento del alambre con memoria de forma. Se construyó un banco de pruebas para evaluar la variación de temperatura, la fuerza interna. La información recogida de la plataforma experimental sirvió para caracterizar las dos secciones del modelo.

En la plataforma experimental se colocó un sensor de temperatura infrarrojo MLX90614 colocado aproximadamente 1 cm del alambre SMA, un sensor de fuerza de doble alcance DRFS de la empresa Vernier (Figura 3.31).



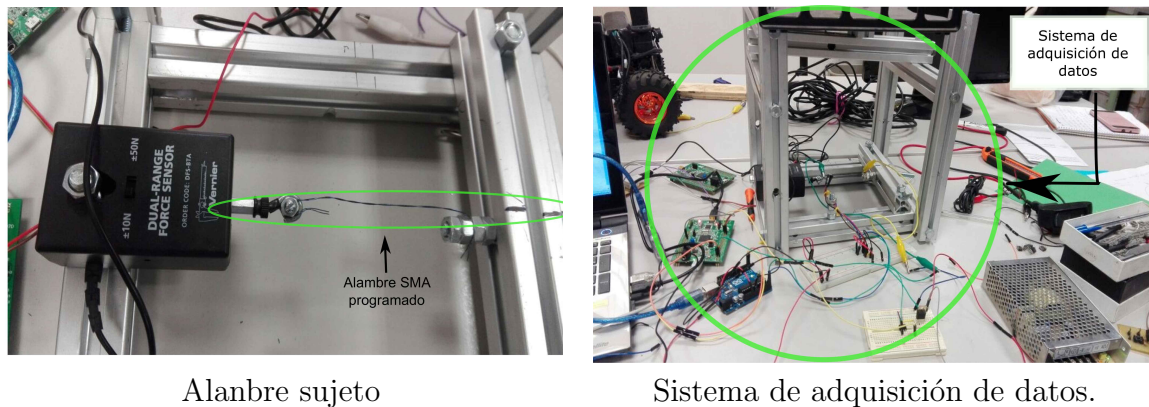
Sensor de temp. MLX90614.

Sensor de fuerza DRFS.

Plataforma experimental.

Figura 3.31: Material para la mediciones.

Los datos obtenidos de las mediciones (temperatura y fuerza) fueron enviados a un PC usando una tarjeta electrónica STM32F4DISCOVERY con una conexión USB. La información se recogió mediante un sistema de simulación numérica implementado en el entorno MatLab-Simulink. La activación del alambre SMA se ejecutó mediante un circuito con una etapa de potencia el cual tenía un TIP120. Este circuito se activa con una señal PWM generada por el tablero con la información recibida del mismo implementado de simulación implementado en el PC (Figura 3.32).



Alambre sujeto

Sistema de adquisición de datos.

Figura 3.32: Plataforma de adquisición de datos.

Después de tener la plataforma experimental con todos los dispositivos en orden y funcionamiento adecuadamente es necesaria realizar un conjunto de pasos secuenciales para evaluar la relación entre la corriente, la temperatura, la fuerza interna. Los pasos son detallados a continuación.

#### ■ Proceso de programación

El proceso de la programación del alambre SMA se muestra en la Figura 3.33.



Figura 3.33: Proceso de programación del alambre con memoria de forma.

- *Ajuste*

Se requiere de un alambre de 11 cm de longitud para el tratamiento mecánico y que pueda obtener la forma de un tendón en su posición de flexión y otro para la forma de extensión. Una placa de aluminio de 20 cm de largo por 10 de ancho se sujeta el alambre colocando a la forma deseada.

- *Restricción mecánica*

Una vez que se fijado la forma es importante reforzar colocando una sujeción mecánica que fuerza al alambre con memoria de forma a mantener la forma deseada (Figura 3.34 ).

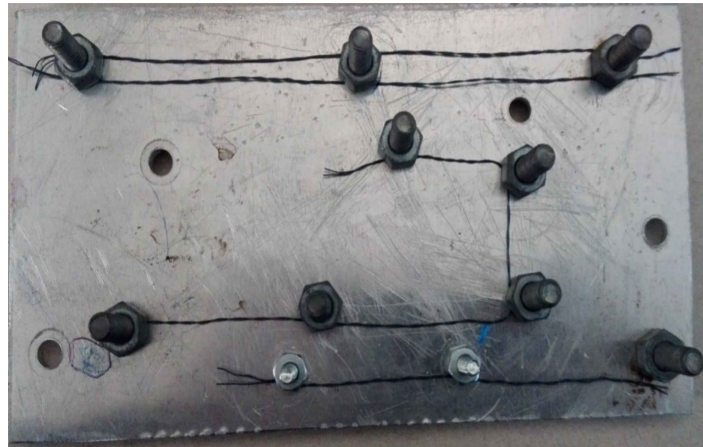


Figura 3.34: Sujeción del alambre con memoria de forma

- *Recocido*

Los alambres con memoria de forma ya sujetos a la placa de aluminio se introducen en una mufla electrónica (modelo FD1545M de Thermo Scientific). Para el recocido es necesario fijar un perfil de calentamiento que consiste en una rampa térmica que va elevando la temperatura del alambre al valor del recocido. El proceso de calentamiento se detiene después de un periodo de permanencia de una hora. Con esta etapa se concluye el proceso de enfriamiento.

En este proceso la temperatura utilizada para el recocido para tratar las muestras fue de 400°C. El proceso de programación completo se puede apreciar en la Figura 3.35.



Figura 3.35: Recocido del alambre con memoria de forma

- **Procesamiento de los datos obtenidos**

Para obtener los datos con los que se caracterizar el comportamiento del material, es necesario medir las variables propuestas en el modelo. Estas medidas deben repetirse bajo diferentes condiciones de operación para implementar un procedimiento de modelado confiable.

En esta etapa de la caracterización las variables deben ser muestreadas al mismo tiempo que la energía eléctrica (tensión y corriente) se aplica al alambre de memoria de forma. En la Figura 3.36 se muestra un esquema en el cual representa como se llevó a cabo el análisis experimental.

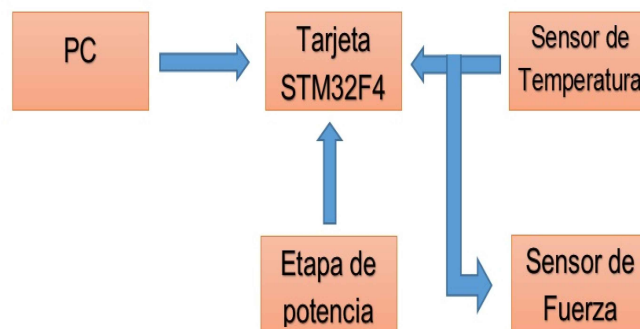


Figura 3.36: Esquema del procesamiento de datos

Es importante mencionar que la señal de entrada que activa el alambre con memoria de forma es para obtener la información de dos situaciones; cuando la corriente eléctrica calienta al alambre con memoria de forma y el efecto de refrigeración que existe cuando se disipa el calor en la superficie del alambre con memoria de forma. Un parámetro que va de 0 a 100 corresponde al ciclo del trabajo del PWM producida por la tarjeta STM32F4DISCOVERY. Esta señal modula la corriente suministrada por la etapa de potencia (MOSFET), considerando una tensión de apertura 9V y una corriente de 1A. El sensor de temperatura (MLX90614) envía simultáneamente información a la tarjeta utilizando un protocolo de comunicación I2C; el sensor de fuerza (DRFS) genera una medición lineal de la fuerza por medio de una tensión analógica leída por la tarjeta STM32F4.

Estas variables son recibidas por el PC a través de comunicación USB (Bulktype de alta velocidad a 1,2 MBd). La información se analiza y almacena en el software implementado utilizando el entorno Matlab Simulink.

La información obtenida de las muestras conduce a la caracterización de los cambios que exhibe el material cuando se activa. Las variables utilizadas para generar el modelo es la variación sobre el tiempo de temperatura y fuerza de activación. Los datos de la variación de la temperatura y la fuerza mostrados en las Figuras 4.1 proporcionan información con respecto a toda pruebas experimentales. Es importante observar que el cambio máximo ocurre cuando la fuerza alcanza los 1.6 N, este resultado está relacionado con la variación de la temperatura. La corriente entre estas dos variables (fuerza y temperatura) explica el alto nivel de variación de la fuerza en los datos experimentales.

Este proceso se repitió 20 veces para cada muestra. El valor se fijó mediante el proceso estadístico que valida el comportamiento real del alambre SMA. La información recopilada de cada una de las muestras converge en la caracterización de los cambios exhibidos por el alambre SMA cuando es activado.

### 3.8. Modelo Matemático del Alambre SMA

El uso de cables SMA como actuadores es atractivo por su facilidad de actuación y se logra aplicando diferencia de voltaje a los extremos del cable, de modo que la corriente eléctrica del cable se calienta, los cambios de fase se inicializan y el cable logra acortar los efectos.

Las ventajas de este tipo de actuadores son la facilidad de actuación, bajo costo, peso ligero, tamaño pequeño, alta relación fuerza, peso y silencioso. Las desventajas son la existencia del ciclo de histéresis y el comportamiento asimétrico relacionado con los cambios de fase, por lo general, el enfriamiento de SMA es más lento que su calentamiento. A pesar de sus limitaciones, las aleaciones con memoria de forma se consideran actuadores de la mayor relación de carga útil entre los materiales inteligentes [83].

Para modelar la dinámica de un alambre SMA de una forma simple, el efecto de memoria de forma (SME) se descompone en tres secciones:

- Temperatura del alambre SMA
- La fuerza que genera por el efecto de memoria de forma.
- Para el caso de los alambres SMA programados en forma de resorte los cambios producidos por la compresión.

La primera sección describe la temperatura del alambre la cuando se suministra una corriente eléctrica de entrada conocida y resolviendo la ecuación de transferencia de calor unidireccional de alambre SMA para calentamiento eléctrico [77].

$$\frac{dT(t)}{dt} = \frac{i^2(t)R}{WC_w} - \frac{hA_w(T(t) - T_a(t))}{WC_w} \quad (3.14)$$

Donde:

- $R$ =resistencia del alambre SMA



- $W$ =Peso del alambre SMA
- $i$ =Corriente eléctrica
- $T_a$ =Temperatura ambiente
- $T(t)$  Temperatura del alambre SMA
- $h$  Coeficiente de convección de calor del alambre SMA
- $A_w$  Área transversal del alambre SMA
- $C_w$  Coeficiente de calor específico

La ecuación 3.14 que describe el comportamiento del alambre se utilizó con el fin de obtener el comportamiento de histéresis del alambre SMA. Una vez obtenido el dicho comportamiento la ecuación 3.14 permite que las condiciones de operación del actuador se reescriban la ecuación 3.15:

$$\frac{dT(t)}{dt} = \frac{\alpha \cdot i^2}{\gamma} + (T_a - T) \quad (3.15)$$

donde

- $T_a$  es la constante de la temperatura ambiente
- $\alpha = hA_w$
- $\gamma = \frac{R}{W}$

Para modelar la fuerza interna que genera el SME. Para el análisis de la temperatura, fuerzas internas y externas (fuerzas que no dependen del SMA que se aplican linealmente al resorte) describen los cambios lineales del alambre SMA. El estudio de cada uno de estos efectos se analiza utilizando el modelo dinámico de un dedo la prótesis. Para describir el comportamiento de la fuerza se un método ya propuesto [76] aproximado para comprender el comportamiento de la fuerza y la forma. Se considera la suma de funciones simples y continua que imita el comportamiento de un alambre SMA. La aproximación propuesta tiene la siguiente estructura Figura(3.37):

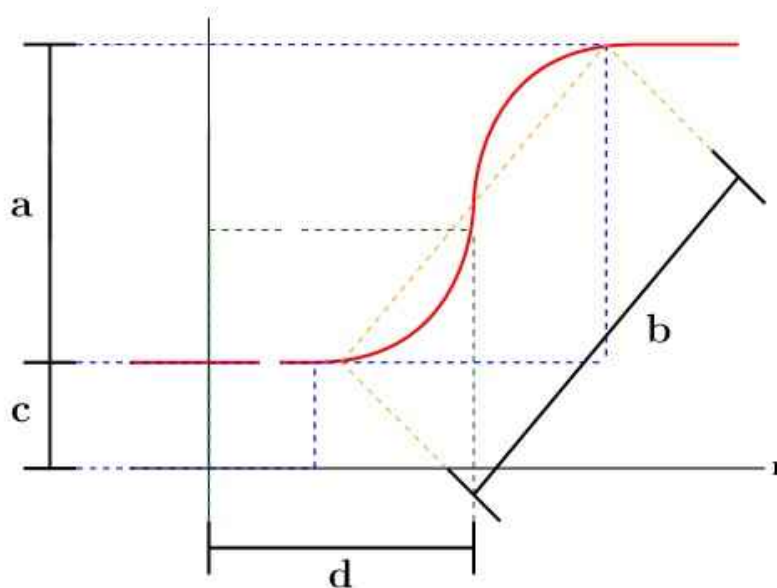


Figura 3.37: Función sigmoide [76].

$$F(r) = \sum_{i=1}^n f_i(r), \quad (3.16)$$

Donde  $F(r)$  tiene la siguiente estructura:

$$f(r) = \frac{\alpha}{1 + e^{-b(r-d)}} + c, \quad (3.17)$$

Donde:

- $\alpha = 0$  determina el limite inferior para el sigmoide
- $b$  especifica la pendiente
- $c$  define el limite superior
- $d$  traduce el sigmoide sobre el eje  $r$

Utilizando el teorema de Cybenko que demuestra que la suma infinita de funciones sigmoideas es densa en  $c$ , es decir, dada cualquier función  $g \in C(I_n)$  y una arbitraria  $\epsilon > 0$  existe una suma  $F(r)$  tal que  $|F(r) - g(r)| < \epsilon, \forall r \in I_n$ . Para la estregia del modelado de la fuerza se puede aplicar esta técnica de aproximación para describir el comportamiento individual que relaciona las variables de fuerza y elongación de la SME.

Este modelo permite observar el efecto de histéresis tanto en la forma como en la fuerza debido al cambio de temperatura. Esto se reduce a que puede existir una conmutación entre modelos y se puede definir utilizando solo una medición o estimación de la derivada de temperatura en el alambre SMA generada por la corriente que se le aplica. Cuando  $0 \leq \frac{dT}{dt}$ , se considera que el alambre SMA se esta moviendo en fase austenita (máxima temperatura) una vez que se ha alcanzado la máxima temperatura se hacen presentes los cambios en la fuerza interna y la forma, cuando  $\frac{dT}{dt} < 0$  el alambre SMA tiende hacia la fase de martensita y los valores de la fuerza interna y elongación se modifican para imitar el comportamiento de histéresis.

Para el modelado de la temperatura dependerá del signo de la variación de temperatura. Las ecuaciones 3.18 y 3.19 describen el efecto en el se pueden caracterizar los casos dependiendo del signo de la derivada de la temperatura.

$$f(T)_m = \frac{\alpha}{1 + e^{-b(r-d)}} + c = \frac{2,71}{1 + e^{-8,33(T-25,46)}}, \quad \frac{dT}{dt} > 0 \quad (3.18)$$

$$f(T)_a = \frac{\alpha}{1 + e^{-b(r-d)}} + c = \frac{2,71}{1 + e^{-3,558(T-25,46)}}, \quad \frac{dT}{dt} < 0 \quad (3.19)$$

### 3.9. Algoritmo de control

El comportamiento dinámico de los alambres SMA depende en gran medida del proceso de fabricación y el contenido de aleación. En este trabajo de tesis se ha mencionado que los alambres SMA tienen la misma función de los tendones de la mano, por consiguiente, es importante mencionar que los actuadores que realizarán la función de extensión no presentan un comportamiento de histéresis a diferencia de los alambres que se les programó la forma de un resorte, lo cual facilita mucho la deducción de su modelo dinámico de la prótesis así como el control propuesto para este dispositivo.

En la literatura, se ha demostrado que los métodos de control más eficaces implican el uso de PWM en conjunción con algún tipo de controlador PI, PD, PID, controladores variables o controladores de modo deslizante para tener éxito.

Durante la investigación se hizo hincapié en la prueba de implementar un control PWM-PD. Las señales de voltaje PWM se utilizan como variables de control. Se optó por este método, ya que, las señales PWM aplicadas son una tensión en alto y bajo, la variación del ciclo de trabajo de la señal PWM varía la energía de control promedio que se aplicará al alambre SMA. Según sea el caso, si se aumenta la energía aplicada, provoca que la temperatura del alambre SMA aumente, por lo tanto, aumentara la tasa de contracción del alambre SMA si se habla en el caso de los alambres SMA que se utilizan como actuadores de flexión. Si el ciclo de trabajo se reduce por debajo del umbral del funcionamiento de actuación, el alambre SMA se enfría por debajo de la temperatura de actuación, y una fuerza de polarización inversa hará que el alambre SMA se estire hacia su longitud original. Si, por otro lado, el ciclo de trabajo se mantiene solo en el valor de activación del umbral, el alambre SMA mantiene su longitud existente sin ningún cambio en la tensión.

Otro punto importante a considerar es la velocidad de respuesta de contracción, por lo tanto, variando el ciclo de trabajo de la tensión hasta que alcance la posición angular deseada. El voltaje suministrado es de 10 V esto con el fin de evitar un sobrecalentamiento en el alambre y cuidar la vida útil del mismo.

El objetivo del controlador es ajustarse la temperatura para que el dedo llegue a una posición deseada  $P_d$  así que los sensores DS18B20 miden la temperatura generada por alambre SMA, que es la retroalimentación del controlador. La señal de error  $e(t)$ , se describe como la diferencia entre el valor de temperatura deseada y la media dividida entre el tiempo de muestreo, la cual se alimenta al controlador obteniendo un error proporcional y un error derivativo y teniendo como resultado la señal de control final, el conteo del PWM varía entre 0 a 4095.

El control Proporcional-Derivativo (PD) es una extensión inmediata del control Proporcional con retroalimentación de velocidad. La ley de control está formada no solo por un término proporcional al error de posición  $\tilde{q}$ , sino también por otro término proporcional a su derivada, al error de velocidad  $\dot{\tilde{q}}$ . La ley de control está representada por la ecuación 3.20 [80]

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_d \dot{\tilde{q}} \quad (3.20)$$

donde  $K_p$  y  $K_d \in \mathbb{R}^{n \times n}$  son matrices simétricas definidas positivas seleccionadas por el usuario. El vector de posición deseada  $q_d$  se restringe a ser constante, a partir de la definición de  $\tilde{q}$  como

$$\tilde{q} = q_d - q$$

se tiene que

$$\dot{\tilde{q}} = -\dot{q}$$

por lo que ambas ecuaciones que representan leyes de control son idénticas.

El control PD requiere de la medición de las posiciones  $q$  y velocidades  $\dot{q}$ , así como la especificación de la posición articular deseada  $q_d$  [80].

### 3.10. Simulación

La simulación se realizó con un solo alambre SMA. Matlab Simulink se usó para construir de la representación simbólica de las ecuaciones involucradas en el modelo matemático completo del dedo de la prótesis de mano representado en forma de diagrama a bloques. Primeramente es importante decir que se optó modelar el sistema de este modo debido a que no se cuentan con sensores de posición ni de fuerza, únicamente de temperatura, por lo tanto es necesario conocer el modelo dinámico que describe el comportamiento de la temperatura del alambre SMA cuando es activado.

Para la simulación del comportamiento del sistema se requiere que los datos se ajusten a un método que describa las relaciones entre la temperatura, la fuerza interna del alambre SMA y el modelo dinámico del dedo. En la Figura 3.38 se muestra la relación de dichas ecuaciones donde:  $P_d$  propone la posición angular deseada del dedo entrando como referencia al modelo inverso de la mano el cual por una serie de cálculos entregará una fuerza deseada  $F_d$  como dato para el cálculo de la temperatura deseada  $T_d$ , el cual se restará con el dato enviado por el cálculo del bloque del modelo dinámico de la temperatura  $T$ , lo cual se genera un error y es enviado al bloque de control para realizar el cálculo exacto de la temperatura que guiará al dedo a la posición deseada después de haber pasado por el bloque del cálculo de la fuerza. En resumen, el modelo general está representado por un sistema de ecuaciones diferenciales ordinarias acopladas que se ha resuelto utilizando un solucionador explícito de pasos fijos con un pequeño paso de tiempo en el rango de 0.01-0.1 ms.

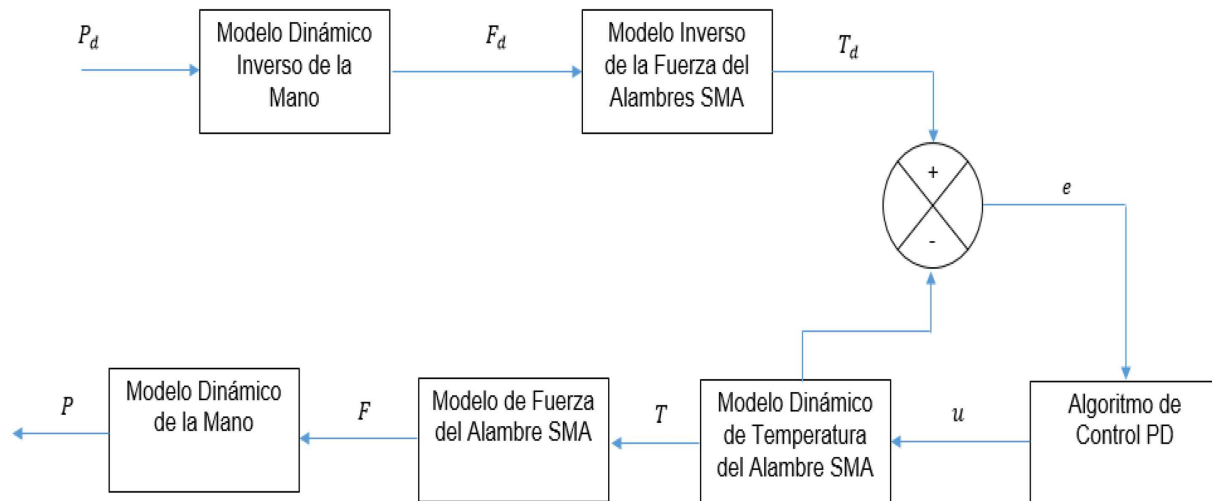


Figura 3.38: Esquemático de simulación.

# Capítulo 4

## Resultados y Discusión

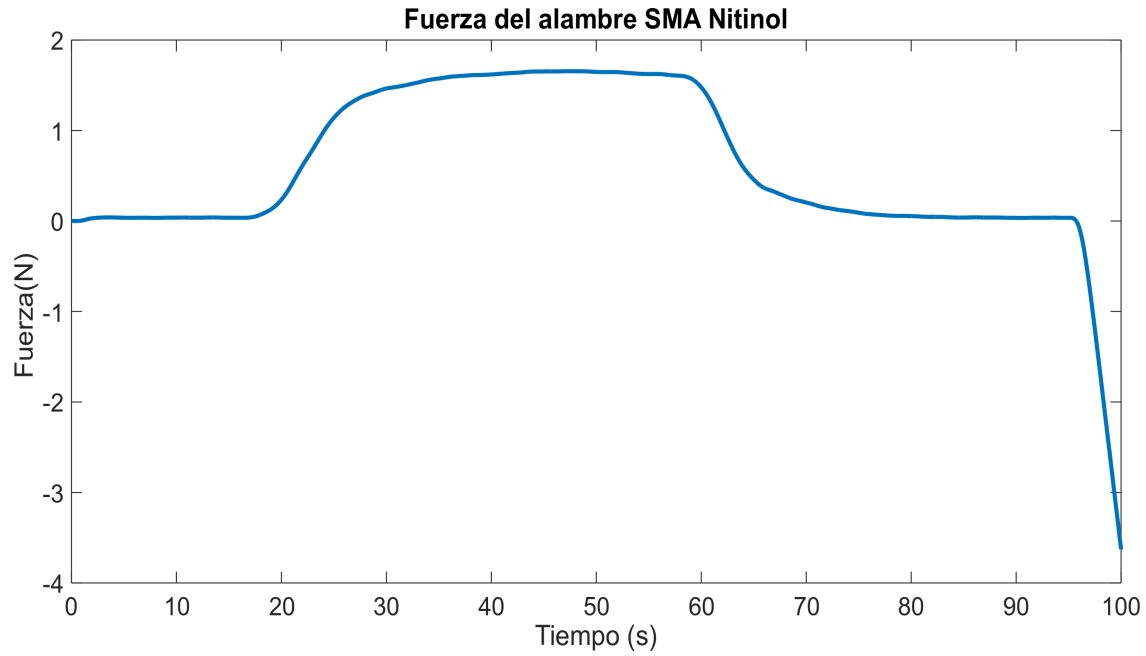
### 4.1. Resultados obtenidos de la caracterización del alambre SMA

En esta sección se detallan los resultados obtenidos durante la caracterización del alambres SMA. En las siguientes gráficas se muestra el comportamiento del alambre con memoria de forma:

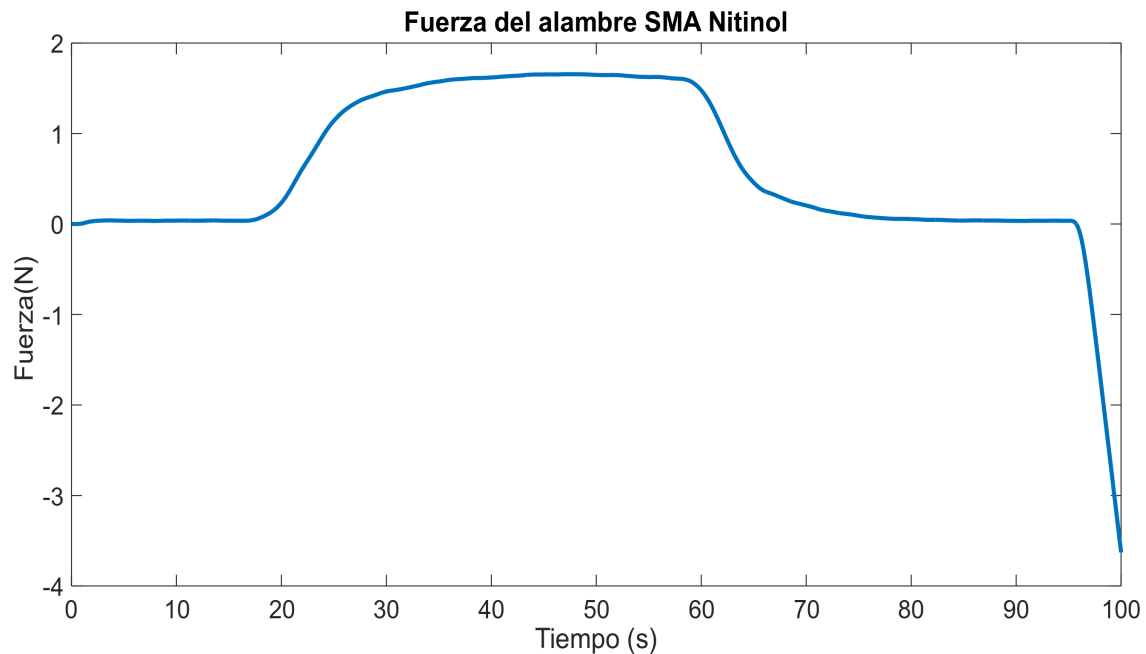
Una vez analizados los resultados obtenidos durante la caracterización del alambre Nitinol, se deben considerar los resultados de las trayectorias obtenidas por el alambre al ser activado con corriente eléctrica. Al optar por la opción de solo trabajar con alambres de diámetro de  $375\mu m$ , es por que un cable de  $500\mu m$  genera una fuerza de  $4,69N$  cuando se somete a una temperatura de  $450^{\circ}C$  de programación mientras que el alambre de  $375\mu m$  tiene una fuerza de  $4,25N$  a una temperatura de  $400^{\circ}C$  lo cual hace una diferencia del 10 % en su fuerza interna que no afecta en el prototipo, así como también reducir el espacio de trabajo del alambre SMA.

Con el fin de obtener el comportamiento de histéresis se utilizo la ecuación que básicamente describe el comportamiento de temperatura-corriente. Como se habia mencionado en el modelado de la fuerza del alambre SA en el apartado de **Modelado del alambre SMA** se consideraron los dos caso de uan derivada temporal de la temperatura.

En la gráfica representada en la Figura a) 4.1, la trayectoria obtenida en este estudio refiere al comportamiento que presenta el alambre SMA cuando su temperatura se va elevando hasta llegar al punto máximo y cuando comienza a enfriarse mientras es activado por corriente eléctrica durante un periodo de tiempo. La trayectoria de la gráfica representada en la Figura b) 4.1 muestra el comportamiento de la fuerza interna del alambre SMA cuando es activado por una corriente eléctrica en un determinado periodo de tiempo. Ambos modelos aparecen simultáneamente y no tienen discontinuidad ni cambios abruptos.



a) Gráfica de temperatura



b) Gráfica de fuerza

Figura 4.1: Gráfica de Temperatura y Fuerza del alambre SMA

La trayectoria de la gráfica mostrada en la figura 4.2 describe la relación que existe el al alambre SMA de la fuerza interna del alambre con respecto a la variación de temperatura. Los datos obtenidos muestran los modelos simultáneos y no tienen discontinuidad ni cambios abruptos. Es importante mencionar que esta técnica fue utilizada en el la caracterización del alambre SMA programado en forma recta, para la caracterización del alambre en forma de resorte se baso en el artículo [76], el cual utilizan el mismo diámetro de alambre SMA así como la misma distancia.

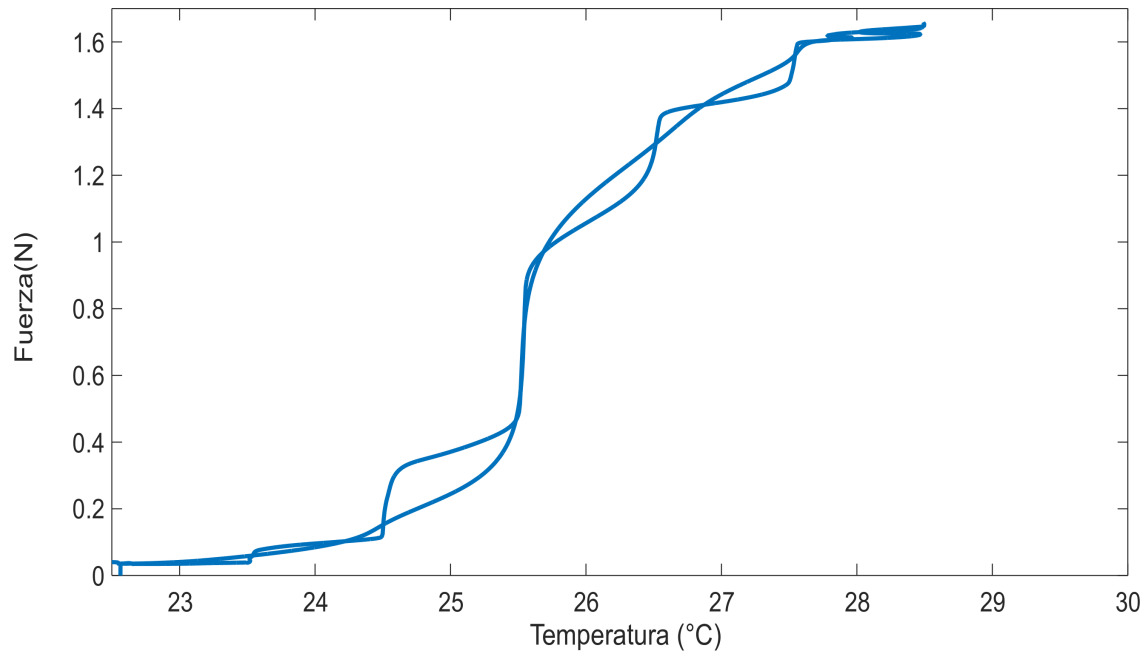


Figura 4.2: Gráfica de Temperatura-Fuerza

## 4.2. Resultados de simulación

En la gráfica 4.3 se observan dos trayectorias; la trayectoria de color rojo, es la posición deseada representada en grados ( $^{\circ}$ ) se propuso una referencia senoidal en la cual se supone que el dedo se mueve de arriba-abajo de manera continua, en la trayectoria azul se muestra el seguimiento de la referencia la cual es la salida del control PD para llegar a la posición final. Es importante mencionar que como se habla de un sistema que presenta una característica de histéresis se requiere de dos controles, en esta simulación solo se utilizó un control de que es el de calentamiento por lo tanto el resultado obtenido es correcto ya que alcanza la parte inferior de la referencia sin ningún problema.

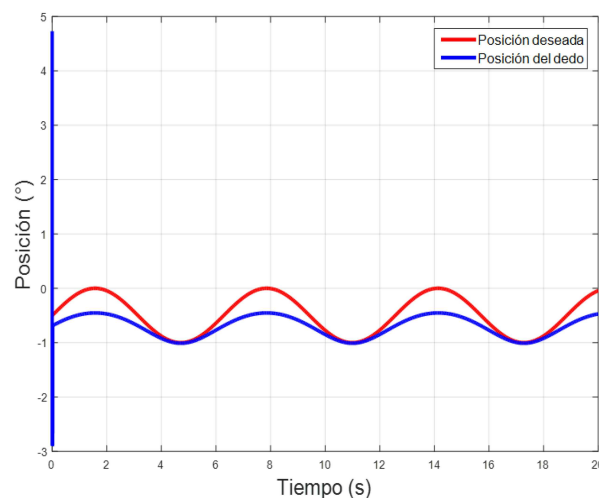


Figura 4.3: Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano

En la gráfica de la figura 4.4 se puede observar la comparación entre la temperatura deseada que es la salida del bloque de la fuerza invertida representada por la trayectoria de color azul y la temperatura

que el control PD calcula para alcanzar la referencia y esta representada por la trayectoria de color rojo.

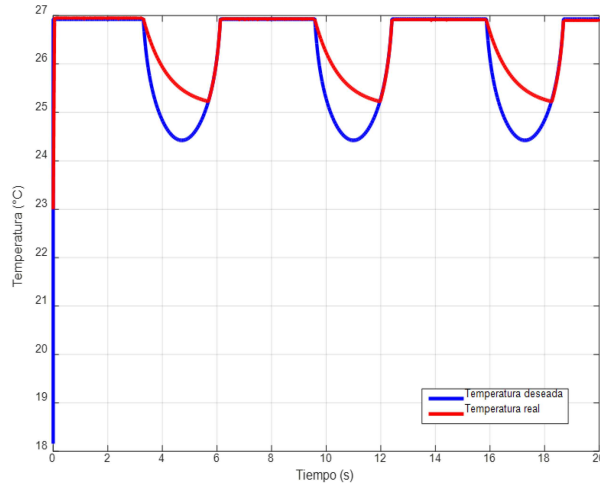


Figura 4.4: Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano

### 4.3. Resultado final de la construcción de la prótesis de mano

En este trabajo de tesis se ha presentado la evolución y estado actual de prótesis y dispositivos robóticos de mano así como una recopilación de los trabajos más recientes en las últimas décadas, además de la descripción anatómica, biomecánica y patológica de la mano, elementos relevantes para la comprensión de las funciones prensiles; necesarias para realizar múltiples actividades en donde se resalta la enorme complejidad que posee la estructura músculo-esquelética de la extremidad, así mismo se estableció un método para lograr los objetivos planteados acoplando diversas herramientas de trabajo para establecer funciones, especificar requerimientos, determinar las características principales con lo que se obtuvo un diseño conceptual y así desarrollar un prototipo óptimo. Primeramente se estudió el estado del arte y el marco teórico a fondo, posteriormente se obtuvieron las dimensiones del prototipo, se analizó la cinemática utilizando los parámetros de Denavit-Hartenberg y la dinámica de los dedos de la prótesis de mano utilizando el método de Euler-Lagrange. Posteriormente se procedió a realizar el diseño mecánico de la prótesis de mano y seleccionar los componentes de potencia y adquisición de señales. En las imágenes de la Figura 4.5 muestran el prototipo construido y conectado a la etapa de adquisición de señales y de potencia. Así también se puede ver el diseño final y los componentes pulidos y ensamblados.



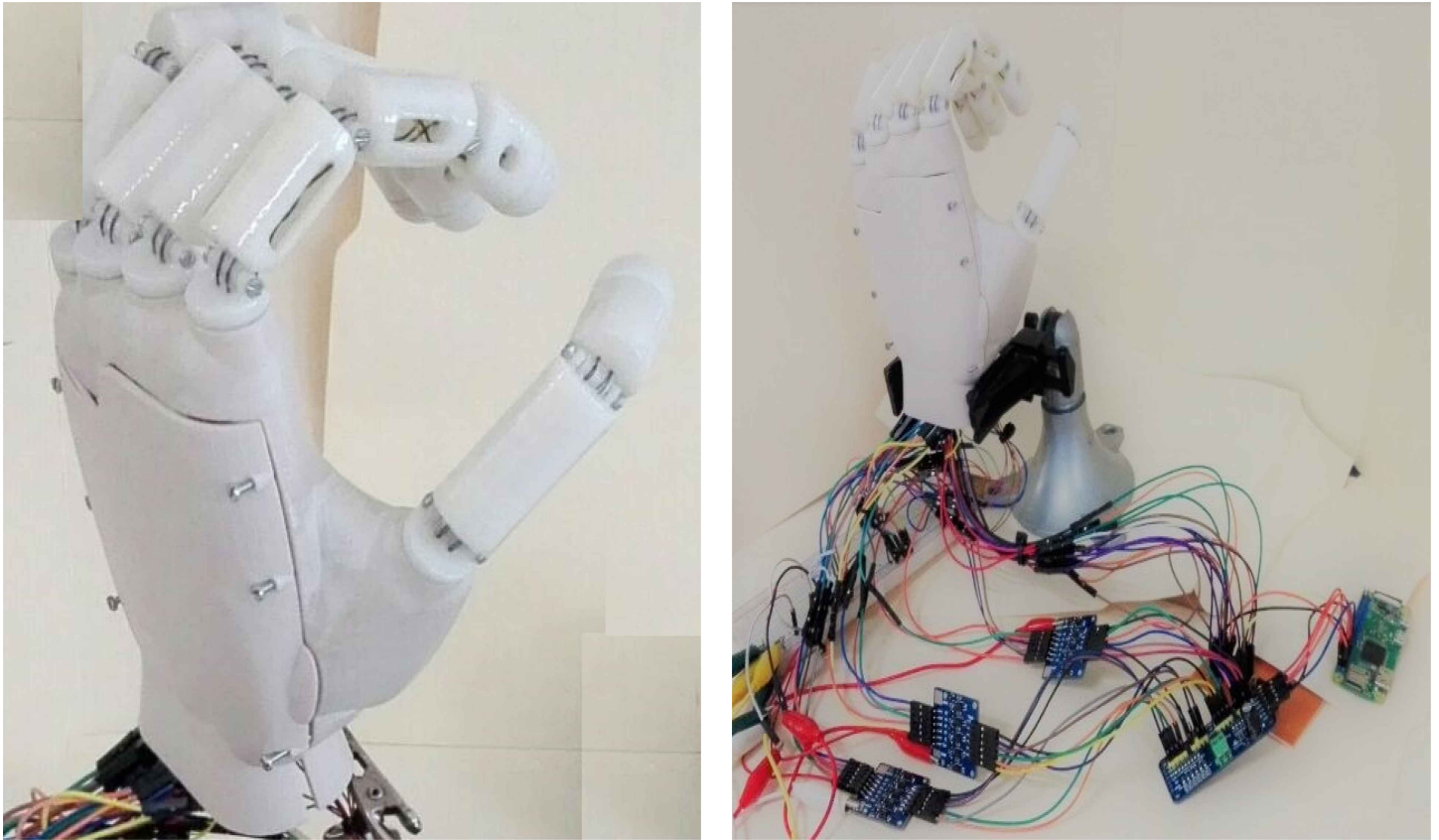


Figura 4.5: Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano

#### 4.4. Interfaz de comunicación

El sistema de adquisición de señales de la prótesis de mano esta compuesta por los siguientes módulos:

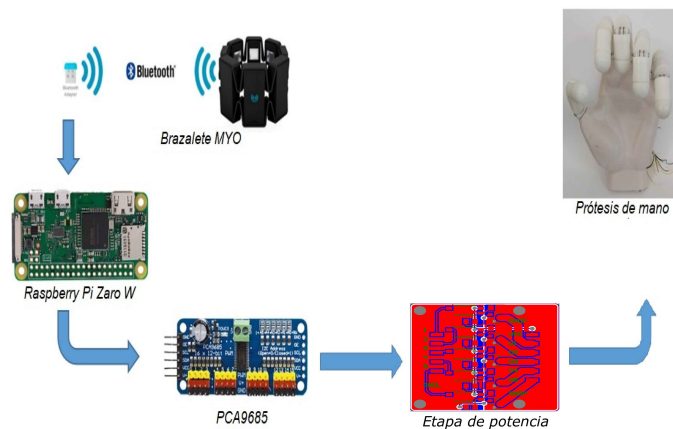


Figura 4.6: Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis de mano

Para permitir el control de la prótesis de mano, es necesario que Myo este sincronizado. El control del movimiento de los dedos de la prótesis de mano dependerá directamente del movimiento del brazo del usuario. Para comunicar el brazalete Myo con la tarjeta Raspberry Pi Zero, un dongle Bluetooth se conectara a un puerto USB, u se hace uso de la interfaz Thalmic Myo, que brinda la capacidad de

buscar y conectarse a un Myo cercano y dar acceso a los datos de los sensores EMG y el IMU.



Figura 4.7: Conexión de la Myo Armband

El usuario podrá realizar los movimientos mostrados en la Figura 4.8 para el movimiento de la prótesis de mano.

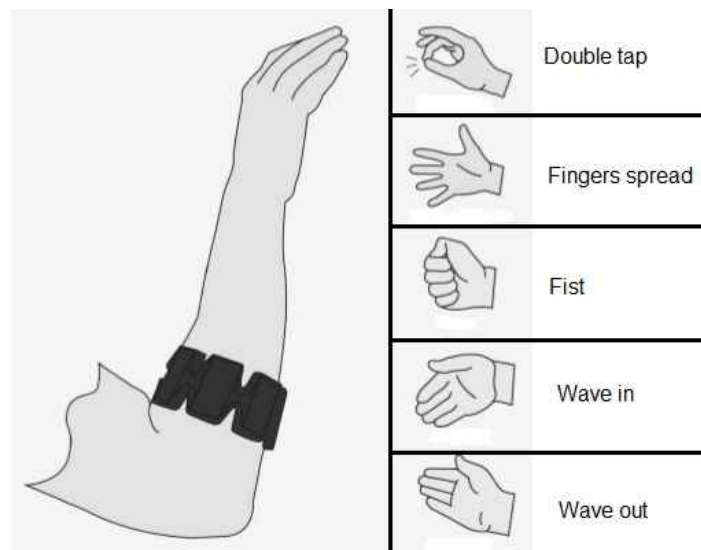


Figura 4.8: Control del agarre

En la interfaz de comunicación, como ya se ha mencionado fue necesario tener 15 salidas pwm, lo cual la misma tarjeta Raspberry pi Zero W no las tenias y para ello fue necesario trabajar con una PCA9685 mediante el bus I2C. El bus I2C es una arquitectura multi-drop de medios compartidos con solo dos líneas; salida data(SDA) y serial klok(SCL), el bus esta en un estado de reposo si no se están enviando o recibiendo datos y las terminales SDA y CL son elevadas por resistencias 3.3V en la tarjeta Raspberry Pi. En esta tarjeta se utilizaron los pines 3 y 5 como puerto del GPIO. El bus I2C, siempre hay una transacción de varios bytes para enviar o recibir datos, y el maestro siempre está a cargo. Los esclavos nunca inician transacciones; sólo responden a las peticiones del maestro. En la Figura 4.9 se muestra la conexión de la PCA9685 y la Raspberry Pi.

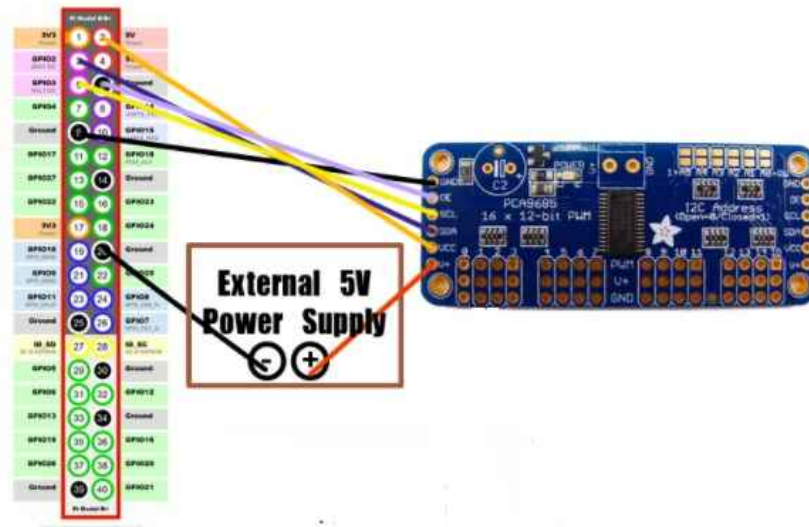


Figura 4.9: Raspberry pi Zero

Una vez que se ha conseguido tener las salidas PWM, una etapa de potencia es conectada a cada salida PWM de la tarjeta PCA9685. La Figura dsdd muestra la conexión de cada circuito para activar el alambre SMA en la prótesis de mano.

Finalmente los movimientos a realizar por la prótesis de mano son:

- **Abrir:** mantiene todos los dedos abiertos
- **Cerrar:** se ejecuta un cierre de la mano, activando primero el dedo pulgar y controlando la temperatura del resto de los dedos. Este se considera el movimiento mas importante de todos ya que a través de este se podría sujetar una variedad de objetos.
- **Señalar:** Se mantiene el dedo indice abierto y el resto de los dedos cerrados, este movimiento se usa muy frecuentemente en la mano humana.
- **Sujeción de pinza:** se mantiene cerrados los dedos indice y pulgar para sujetar un objeto delicado o pequeño como lo es una hoja o un lápiz, mientras que el resto de los dedos están cerrados.

## 4.5. Resultados obtenidos del prototipo

El movimiento desarrollado por los dedos esta basado en los grados máximos tanto de extensión como de flexión de las articulaciones. Las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas pueden formar una angulo de flexión de hasta  $100^\circ$  desde un punto de referencia y en la extensión llegan hasta los  $25^\circ$  partiendo de un punto de referencia, sin embargo, es de suma importancia mencionar que la extensión está limitada por el actuador lineal y no por el mecanismo de los dedos.

Es relevante mencionar que la abducción y la aducción de las articulaciones metacarpofalángicas no pueden desarrollarse en este prototipo. No obstante, los movimientos del dedo pulgar están restringidos por solo tener 2 grados de libertad.

En las Figuras 4.10 muestra la el movimiento de flexión individual de los dedos, comenzando por el dedo meñique llegando a la posición final y continua con el dedo anular hasta llegar al dedo indice.

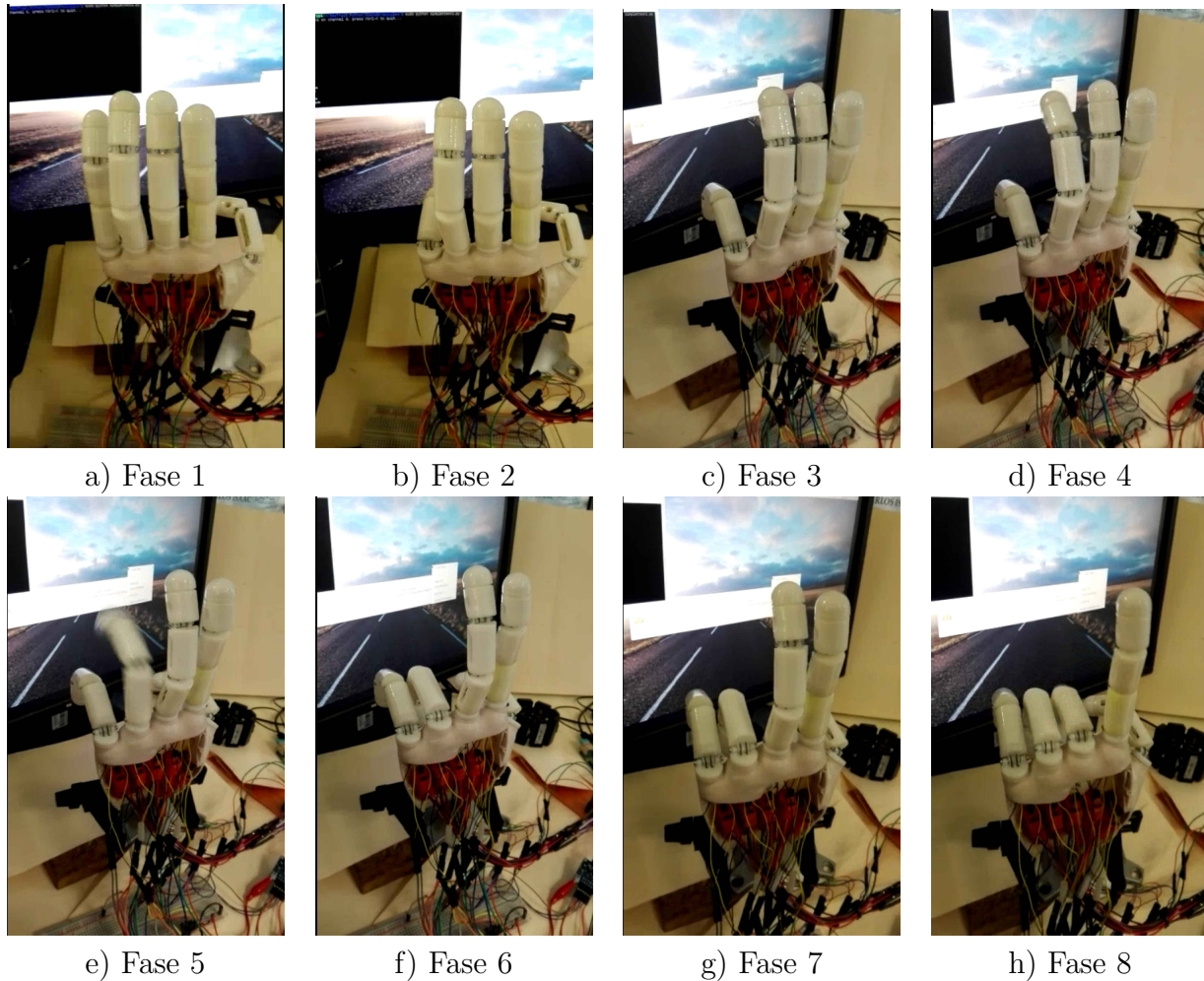


Figura 4.10: Flexión de los dedos de la prótesis de mano

En las Figuras 4.11 se muestra el movimiento de extensión de los dedos de la prótesis de mano, es importante mencionar que los alambres SMA que realizan el movimiento de extensión de los dedos no logran llegar a su posición final debido al peso del material con que se imprimieron las falanges de los dedos, aunque se busco un material ligero no es suficiente para el actuador. Otro punto importante es que fue necesario colocar la prótesis de costado ya que en esa posición se puede apreciar mejor el movimiento de extensión.

Las prótesis de mano que tienen características cinemáticas de elevada complejidad, pueden realizar diversos movimientos y trayectorias sin tener ningún problema en sus articulaciones, además de tener la capacidad de adaptarse a un sin número de geometrías. En este prototipo, tiene la característica de poder controlar sus movimientos independientemente y esto permite realizar movimientos como la sujeción puntual, palmar, lateral, gancho, cilíndrico y esférico.

Para finalizar esta sección, lo anterior fue corroborado por estudios previos que definitivamente son un parámetro ideal para determinar que el trabajo descrito es fiable y que satisface las necesidades del diseño.



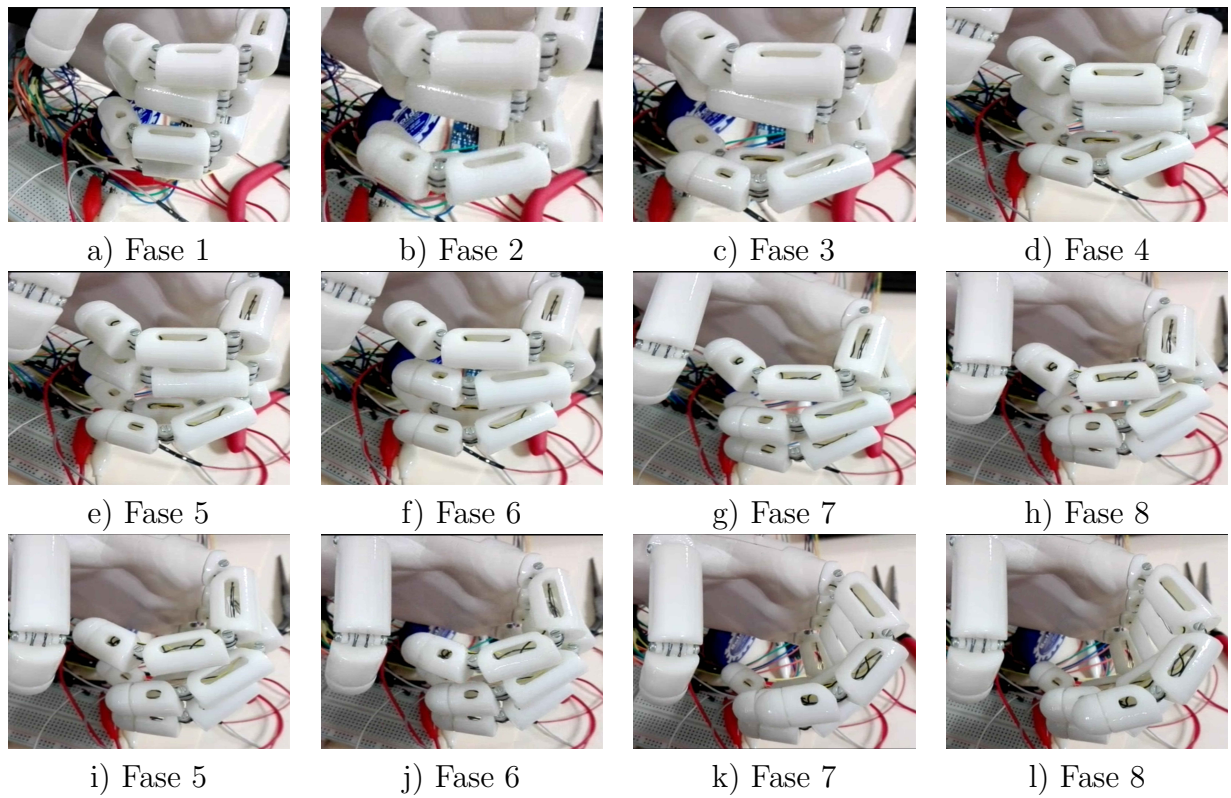


Figura 4.11: Extensión de los dedos de la prótesis de mano



# Conclusión

En este apartado se exponen las conclusiones que surgieron durante el desarrollo de este trabajo de investigación, siempre teniendo en cuenta los objetivos del trabajo de tesis.

La revisión literaria del estado del arte correspondiente a las investigaciones y desarrollo de las prótesis de mano con relación al diseño, eficiencia, costo y efectores finales mostró un panorama muy extenso enfocado a las carencias de los prototipos actualmente utilizados. Lo cual facilitó la posibilidad de visualizar claramente las necesidades que existen de diseñar y construir un prototipo que no fuese costoso, ligero y novedoso, involucrar la cinemática directamente con el movimiento de los dedos considerando el movimiento independiente en cada dedo. Por otra parte la metodología propuesta buscó resaltar la creatividad del prototipo para mostrar indicaciones y los requisitos necesarios para dar una solución a los problemas derivados del diseño. Sin embargo, el método utilizado en este trabajo de tesis no se considera un método universal por lo cual solo resuelve los problemas de este prototipo. Sin lugar a duda, obtener las dimensiones de las falanges no es un dato arbitrario, se tuvo que hacer un estudio para poder obtener las mediciones lo más estándar posible y así satisfacer un gran número de características del diseño. Durante el desarrollo del diseño de la prótesis se puede concluir que no fue necesario utilizar un sistema de poleas o barras, el mismo diseño de los dedos permite colocar directamente el actuador sin tener problemas de fricción. Otro de los propósitos en esta investigación fue imitar las características naturales de los dedos de una mano aplicando un esquema de actuación totalmente novedosa. Utilizar alambres SMA como tendones tanto de muelleo para la flexión y otros en forma completamente vertical para la extensión haciendo una configuración agonista-antagonista y poder definir un sistema con la mayor consistencia antropomórfica posible por lo cual fue posible su construcción y aplicación. Es importante mencionar que el movimiento de las articulaciones interfalángica distal, interfalángica proximal, metacarpofalángicas de los dedos cumplen con los movimientos primarios sin embargo no cumplen con la aducción y abducción en ningún punto del sistema.

Se diseñó una interfaz hardware-software que permite conectar la prótesis de mano con el brazalete Myo y enviar órdenes a la Raspberry Pi Zero W que se encarga de realizar el procesamiento de señales para enviar las señales respectivas a la prótesis de mano y tomar las posturas correspondientes así que como conclusión el prototipo se validó a través de órdenes enviadas desde un programa de mando con el fin de realizar los agarres correspondientes.





# Anexo A: Resultados del modelo Dinámico de Euler-Lagrange

Ecuaciones de movimiento del dedo medio, indice, anular y meñique.

$$\begin{aligned}
 \tau_a = & [m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_2^2 + m_3 l_{c3} + 2(m_2 l_1 l_{c2} + m_3 l_1 l_3) \cos(q_2) \\
 & + 2(m_3 l_1 l_{c3} + m_2 l_2 l - c3) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_1 \\
 & + [m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + (m_2 l_1 l_{c2} + m_3 l_1 l_2) \cos(q_2) \\
 & + 2(m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3) + m_3 l_{c3}] \ddot{q}_2 \\
 & + [m_3 l_{c3} + (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_3 \\
 & - 2(m_2 l_1 l_{c2} + m_3 l_1 l_3) \text{sen}(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
 & - (m_2 l_1 l_{c2} + m_3 l_1 l_3) \text{sen}(q_2) \dot{q}_2^2 \\
 & - 5(m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (2\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 & + (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2 + \dot{q}_2 \dot{q}_3) \\
 & + (m_1 l_{c1} + m_2 l_1 + m_3 l_1) g \text{sen}(q_1) \\
 & + (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) g \text{sen}(q_1 + q_2) \\
 & + (m_3 l_{c3}) g \text{sen}(q_1 + q_2 + q_3) + I_1 \ddot{q}_1 \\
 & + I_2 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + I_3 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3)
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

$$\begin{aligned}
 \tau_b = & [m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + (m_2 l_1 l_{c3} + m_1 l_1 l_2) \\
 & \cos(q_2) + m_3 l_{c3} + (m_3 l_1 l_{c3} + m_2 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_1 \\
 & [m_2 l_{c2} + m_3 l_2^2 + m_3 l_{c3} + 2(m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_2 \\
 & [m_3 l_{c3} + (m_3 l_1 l_{c3} + m_2 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_3 \\
 & - (m_2 l_1 l_{c2} + m_1 l_1 l_2) \text{sen}(q_2) \dot{q}_2 \dot{q}_2 - 4(m_3 l_1 l_{c3} + m_2 l_2 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (2\dot{q}_1 + 2\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 & + I_2 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + I_3 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3)
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

$$\begin{aligned}
 \tau_c = & [m_3 l_{c3} + (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3} \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_1 \\
 & (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_3 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (2\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 & + [m_3 l_{c3} + (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \cos(2q_1 + 2q_2 + q_3)] \ddot{q}_2 \\
 & - (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (2\dot{q}_1 + 2\dot{q}_2^2 + \dot{q}_3) \\
 & + m_3 l_{c3} \ddot{q}_3 + I_3 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) \\
 & - (m_3 l_1 l_{c3} + m_3 l_2 l_{c3}) \text{sen}(2q_1 + 2q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2 + \dot{q}_2 \dot{q}_3) \\
 & + (m_3 l_{c3} g) \text{sen}(q_1 + q_2 + q_3)
 \end{aligned} \tag{4.3}$$

Ecuaciones de movimiento del dedo pulgar

$$\begin{aligned}
 \tau_d = & [m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2] \ddot{q}_1 \\
 & + [m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2] \ddot{q}_2 \\
 & - 2m_2 l_1 l_{c2} \text{sen}(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2 - m_2 l_1 l_{c2} \text{sen}(q_2) \dot{q}_2^2 \\
 & + [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \text{sen}(q_1) \\
 & + m_2 g l_{c2} \text{sen}(q_1 + q_2)
 \end{aligned} \tag{4.4}$$

$$\tau_e = \frac{[m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2] \ddot{q}_1}{+m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1^2 + m_2 g l_{c2} \cdot \sin(q_1 + q_2)} \quad (4.5)$$

# Bibliografía

- [1] CANN, A.P., BAKER, A.M., HANSEN, A., MASSIE, D., & VANDERVOORT, A.A. (2008) , *Cann, A.P., Baker, A.M., Hansen, A., Massie, D., & Vandervoort, A.A. (2008)*, Work, 30(2), 171-184..
- [2] SULLAEZ, L., CLARA, L., & ESTRADA RUÍZ, R. (2009), *Repercusión ocupacional de las amputaciones traumáticas en dedos de la mano por accidente de trabajo*, Medicina y Seguridad del Trabajo, 55(217), 41-48.
- [3] Z. LI AND S. SASTRY, *Dexterous Robot Hands*,(Springer, New York, 1989).
- [4] PONS, J.L., CERES, R., & PFEIFFER, F. (1999). , *Multifingered dextrous robotics hand design and control: a review*, Robotica, 17, 661-674 (1999).
- [5] L. LIN AND H. HUANG, (1998), *NTU hand: A new design of dexterous hands*, ASME Journal of Mechanical Design, 120, 282-292 (1998).
- [6] LIU, H., MEUSEL, P., BUTTERFASS, J., & HIRZINGER, G. (1998, MAY), *DLRs multisensory articulated hand. ii. the parallel torque/position control system. In Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on* (Vol. 3, pp. 2087-2093). IEEE.
- [7] LOVCHIK, C.S., & DIFTLER, M.A. (1999)., *The robonaut hand: A dexterous robot hand for space.*In Robotics and Automation, 1999. Proceedings, 1999 IEEE International Conference on (Vol. 2, pp. 907-912). IEEE.
- [8] I.A. KAPANDJI. *The Physiology of the Joints*, volume 1. E& S Livingstone, Edinburgh and London, 2 edition, 1970.
- [9] QUIÑONEZ, P. G. (2005). *Cirugía de la Mano*. (22.a ed.)Maracaray: Fondo documental Electrónico de FUNDACITE, 6-15.
- [10] CALAIS-GERMAIN, B., & LAMOTTE, A. (1997). *Anatomy of movement (Vol. 2)*Kagaku Shinbun Sha.
- [11] MOORE, K.L., & DALLEY, A.F. (2009) *Anatomía con orientación clínica* Ed. Médica Panamericana.
- [12] L. AMPARO ARIAS LÓPEZ *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*, Departamento de Morfología, Facultad de Medicina, 2012.
- [13] COOPER C *Fundamental of Hand Therapy* Mosby, Elsevier, 2007, p 4 -35.
- [14] J. LEYBÓN, M. RAMÍREZ, V. TABOADA. *Sensor Foto-Eléctrico Aplicado al Movimiento de los Dedos de las Manos Photo-Electric Sensor Applied to Hand Fingers Movement* Instituto Nacional de Rehabilitación, División de Investigación Básica y Aplicada, Departamento de Neurometría.

- [15] *Tipos de amputación* disponible en internet en: [http:// www.arcesw.com / niveles.htm](http://www.arcesw.com/niveles.htm), [consultado octubre 14, 2017].
- [16] ARZOLA, N., & LOAIZA, J. L. 2011. *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano*. Dyna, 78(169), 191.
- [17] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. 2001. *Diccionario de la lengua española* (22.a ed.). Madrid, España: Autor.
- [18] J.M. DORADOR GONZÁLES, P. RIOS MURILLO, I. FLORES LUNA, AND A. JUÁREZ MENDOZA, *Robótica y prótesis inteligentes, Revista Digital Universitaria UNAM*, vol. 6, no. 1, p. 15, 2004.
- [19] QUINAYÁS-BURGOS, C.A., & GAVIRIA-LÓPEZ, C. A. (2015) *Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica*. Ingeniería y Universidad, 19(1).
- [20] BRITO, J., QUINDE, M., CUSCO, D., & CALLE, J. (2013). *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*. ingenius, (9), 57-64.
- [21] ROHSEIM, M.E., *Robot Evolution: The Development of Anthrobotics*. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1994, pp. 189-225
- [22] JACOBSEN, S.C, WOOD, J.E., KNUTTI, D.F. AND BIGGERS, K.B. *The UTAH/MIT dexterous hand: work in progress*. Robotics Research: 1st International Symposium, 1984, pp. 601-653.
- [23] LI-REN LIN; HAN-PANG HUANG. *Mechanism design of a new multifingered robot hand.*, Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Vol 2., Apr 1996, pp. 1471-1476.
- [24] LOVCHIK, C.S. AND DIFTLER, M.A., *The Robonaut Hand: A Dexterous Robot Hand For Space*, Proc. of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, vol. 2, Michigan, USA, May 1999, pp. 907-912
- [25] BUTTERFASS, J., HIRZINGER, G., KNOCH, S. Y LIU, H. *DLR Multisensory Articulated Hand Part 1: Hard and Software Architecture*, Proceedings of International Conference on Robotics and Automation ICRA98, pp 2081-2086, 1998.
- [26] BUTTERFASS, J., HIRZINGER, G., GREBENSTEIN, M. Y LIU, H. *DLR-HAND II: Next Generation of a Dexterous Robotic Hand*, Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp 1-6, 2001.
- [27] LABORATORY OF AUTOMATION AND ROBOTICS, *recuperado de: <http://www.lar.deis.unibo.it/past-activ/ubhand/index.html>*, 2010.
- [28] EUSEBI, A., FANTUZZI, C., MELCHIORRI, C., SANDRI, M. Y TONIELLI, A., *The U. B: Hand II control system: Design features and experimental results*, 20th International Conference on Industrial Electronics, Control and Instrumentation, pp 1-6, 1994.
- [29] RAJIV-DOSHI, B.S., CLEMENT-YEH, B. S. Y MAURICE-LEBLANC, C. P., *The design and development of a gloveless endoskeletal prosthetic hand*, Journal of Rehabilitation Research and Development , Vol. 35 No. 4, pp 388-395, 1998.
- [30] FUKAYA, N., TOYAMA, S., ASFOUR, T. Y DILLMANN, R., *Design of the TUAT/Karlsruhe humanoid hand*, International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS , pp 1-6, 2000.

- [31] SCULZ, S., PYLATIUK, C. Y BRETTHAUTER, G., *A new ultralight anthropomorphic hand*, Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation , pp 1-5, 2001.
- [32] CONNOLLY, C. , *Prosthetic hands from Touch Bionics*, Industrial Robot, v35, n 4, 2008, p 290-293.
- [33] N. YOSHIYUKI, *Hitachis Robot Hand*, Robotics Age, 6(7), 18-20 (1984).
- [34] K.J. DE LAURENTIS AND C. MAVROIDIS, *Mechanical Design of a Shape Memory Alloy Actuated Prosthetic Hand*, , Technology and Health Care, 10, 91-106 (2002).
- [35] BURGOS, C.Q., & ALBÁN, O.A.V. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres*. Popayán, enero del, 2010.
- [36] J. PELLETIER, *Touch bionics i-limb prostheses*, Biomedical Engineering, vol. Second Presentation, April 2013. [Online]. Available: <http://www.ele.uri.edu/Courses/bme181/S13/1JustinP2.pdf>
- [37] M.A. PÉREZ ROMERO, *Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis*, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico, Instituto Politécnico Nacional, Julio 2011.
- [38] GARCIA-CORDONA, F., LOPEZ-CORONADO, J., GUERRERO-GONZALEZ, A. *Design of an anthropomorphic finger using shape memory alloy springs*. Proc. of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, vol. 2, pp. 794-799, 1999.
- [39] A.D. PRICE, A. JNIFENE AND H.E. NAGUIB *esign and Control of a Shape Memory Alloy Based Dexterous Robot Hand* Smart Materials and Structures, 16, 1401-1414 (2007).
- [40] FUKAYA, N., TOYAMA, S., ASFOUR, T. Y DILLMANN, R., *Design of the TUAT/Karlsruhe humanoid hand*, International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS , pp 1-6, 2000.
- [41] C. AUGUSTO QUINAYÁS *Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres*, Tesis de Maestría , Universidad del Cauca, Enero de 2010.
- [42] J. CÉSAR DÍAZ, J. MANUEL DORADO *Mecanismos de Transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano*, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., 04510
- [43] KLEMAS, J. (2002). *Materiales inteligentes. Aleaciones metálicas y polímeros con memoria de forma*. CES Medicina, 16(2), 9-19.
- [44] FREMOND, M. (1996). *Shape memory alloy. In Shape memory alloys* (pp. 1-68). Springer Vienna.
- [45] MAVROIDIS, C. (2002). *Development of advanced actuators using shape memory alloys and electrorheological fluids* Journal of Research in Nondestructive Evaluation, 14(1), 1-32.
- [46] TERAMOTO, A., *Sentalloy, the story of superelasticity*, Universidad Tecnológica de México.
- [47] TERAMOTO, A., *Sentalloy, the story of superelasticity*, Universidad Tecnológica de México.
- [48] A. GÓMEZ, CARLOS A. RESTREPO *Cables Musculares* RevistaEIA, ISSN 1794-1237 Número4p. 103-111. Noviembre 2005 Escuela de Ingeniería de Antioquia, Medellín (Colombia).
- [49] OSCAR FERNÁNDEZ MENDOZA, AND ÁNGEL GONZÁLES MORENO. *Amputación, desarticulación: definición, indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: tipos*, en el Aparato Locomotor, Cirugía Radical.

- [50] BAEK, G.H., KIM, J.H., CHUNG, M.S., KANG, S.B., LEE, Y. H., AND GONG, H.S. *The natural history of pediatric trigger thumb*, JBJS, 90(5), 980-985.
- [51] CHAMBERS JR, R. G. *Corticosteroid injections for trigger finger.*, American family physician, 80(5), 454-454.
- [52] LEDDY, J.P., AND PACKER, J.W. *Avulsion of the profundus tendon insertion in athletes.*, The Journal of hand surgery, 2(1), 66-69.
- [53] HENRY, S. L., KATZ, M. A., AND GREEN, D. P. *Type IV FDP avulsion: lessons learned clinically and through review of the literature.* Hand, 4(4), 357-361.
- [54] FITOUSSI, F., BADINA, A., ILHAREBORDE, B., MOREL, E., EAR, R., AND PENNEÇOT, G. F *Extensor tendon injuries in children.* Journal of Pediatric Orthopaedics, 27(8), 863-866.
- [55] BENDRE, A. A., HARTIGAN, B. J., AND KALAINOV, D. M. *Mallet finger.* Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 13(5), 336-344.
- [56] BANSAL, R., AND CRAIGEN, M. A. C. *Fifth metacarpal neck fractures: is follow-up required?.* Journal of Hand Surgery (European Volume), 32(1), 69-73.
- [57] AGEE, J.M. *Unstable Fracture Dislocations of the Proximal Interphalangeal Joint Treatment with the Force Couple Splint.* Clinical Orthopaedics and Related Research, 214, 101-112.
- [58] RICHIE III, C. A., AND BRINER, W. W. *Corticosteroid injection for treatment of de Quervain's tenosynovitis: a pooled quantitative literature evaluation.* The Journal of the American Board of Family Practice, 16(2), 102-106.
- [59] KANG, L., AKELMAN, E., AND WEISS, A.P.C. *Arthroscopic versus open dorsal ganglion excision: a prospective, randomized comparison of rates of recurrence and of residual pain.* The Journal of hand surgery, 33(4), 471-475.
- [60] BEERES, F.J.P., RHEMREV, S.J., DEN HOLLANDER, P., KINGMA, L. M., MEYLAERTS, S.A.G., LE CESSIE, S., AND HOGERVORST, M. *Early magnetic resonance imaging compared with bone scintigraphy in suspected scaphoid fractures.* Bone and Joint Journal, 90(9), 1205-1209.
- [61] BOTTE, M.J. *Controversies in carpal tunnel syndrome.* Instructional course lectures, 57, 199-212.
- [62] HENRY, S.L., HUBBARD, B.A., AND CONCANNON, M.J. *Splinting after carpal tunnel release: current practice, scientific evidence, and trends.* Plastic and reconstructive surgery, 122(4), 1095-1099.
- [63] BOTTE, M.J. *Controversies in carpal tunnel syndrome.* Instructional course lectures, 57, 199-212.
- [64] POMERANCE, J., ZURAKOWSKI, D., AND FINE, I. *The cost-effectiveness of nonsurgical versus surgical treatment for carpal tunnel syndrome.* The Journal of hand surgery, 34(7), 1193-1200.
- [65] GARRETT, J. W. (1970). *Anthropometry of the air force female hand* (No. AMRL-TR-69-26). AIR FORCE AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH.
- [66] POZNANSKI, A. K. (1974) *he Hand in Radiologic Diagnosis*, Vol 4 in the series Saunders Monographs in Clinical Radiology Philidelphia. W C. Saunders Co, 35.
- [67] CHAO, E. Y. (1989). *Biomechanics of the hand: a basic research study.* World Scientific.

- [68] FREIVALDS, A. (2011). *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries*. CRC press.
- [69] BUCHHOLZ, B., ARMSTRONG, T. J., & GOLDSTEIN, S. A. (1992). *Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand*. *Ergonomics*, 35(3), 261-273.
- [70] DICOLA, T. (2014). *Adafruit. Embedded Linux Board Comparison-Power Usage*. Dirección URL: <https://learn.adafruit.com/introducing-the-raspberry-pi-zero/setting-up-your-sd-card> *Ergonomics*, (Consultado el 23 de marzo de 2017).
- [71] MULLING, T., & SATHIYANARAYANAN, M. (2015, JULY) *Characteristics of hand gesture navigation: a case study using a wearable device (MYO)*. In *Proceedings of the 2015 British HCI Conference* (pp. 283-284). ACM.
- [72] NYMOEN, K., HAUGEN, M. R., & JENSENIUS, A. R. (2015). *Mumyo?evaluating and exploring the myo armband for musical interaction*.
- [73] TEKSCAN recuperado de:<https://www.tekscan.com/force-sensors2017>.
- [74] CREASEY, J. (2015). *Raspberry Pi Essentials*. Packt Publishing Ltd.
- [75] ZHANG, L., LI, D., YANG, F., & LIU, C. (2016, DECEMBER). *Development and attitude control of a Hexapod bionic-Robot*. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2016 IEEE International Conference on* (pp. 77-82). IEEE.
- [76] R. CORTEZ VEGA, I.CHAIREZ, A.LUVIANO JUÁREZ, V. FELIU BATLEC . *A hybrid dynamic model of shape memory alloy spring actuators*, *Measurement* (2017).
- [77] PRICE, A. D., A. JNIFENE, AND H. E. NAGUIB. *Design and control of a shape memory alloy based dexterous robot hand.*, *MSmart Materials and Structures* 16.4 (2007): 1401.
- [78] BARRIENTOS, ANTONIO, AND ANTONIO BARRIENTOS. *Fundamentos de robótica.*, No. 681.5 629.892. e-libro, Corp., 2007.
- [79] KHEIRIKHAH, MOHAMMAD MAHDI, ALIREZA KHODAYARI, AND MARYAM TATLARI. *Design and construction of an artificial finger based on SMA Actuators.*, *Indian Journal of science and technology* 6.1 (2013): 3841-3848.
- [80] KELLY, RAFAEL, VICTOR SANTIBÁÑEZ DAVILA, AND JULIO ANTONIO LORÍA PEREZ. *Control of robot manipulators in joint space.*, Springer Science and Business Media, 2006.
- [81] SPONG, MARK W., SETH HUTCHINSON, AND MATHUKUMALLI VIDYASAGAR. *Robot modeling and control. Vol. 3.*, New York: Wiley, 2006.
- [82] CHIROIU, VETURIA, ET AL. *On a finger model actuated with shape memory alloy artificial muscles.*, ASME 2003 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. American Society of Mechanical Engineers, 2003.
- [83] ELAHINIA, MOHAMMAD H., AND HASHEM ASHRAFIUON. *Nonlinear control of a shape memory alloy actuated manipulator.*, *Journal of vibration and acoustics* 124.4 (2002): 566-575.
- [84] VIVAS, ANDRÉS, AND ELIANA AGUILAR. *Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano robótica.*, Popayán: Universidad del Cauca (2007).