



**MUSCULO ARTIFICIAL APLICABLE A UNA PRÓTESIS DE DEDO ROBÓTICO
BLANDO**

TRABAJO DE GRADO

Presentado por

PAOLA ANDREA CASTIBLANCO MORENO

Presentado como requisito parcial para optar al título de

MAGISTER EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA

FACULTAD DE INGENIERÍA

MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

Bogotá D.C., Colombia

Marzo 2020

**MÚSCULO ARTIFICIAL APLICABLE A UNA PRÓTESIS DE DEDO ROBÓTICO
BLANDO**

PAOLA ANDREA CASTIBLANCO MORENO

APROBADO:

Ing. José Luir Ramírez PhD

Tutor

Ing. Astrid Rubiano Fonseca PhD

Tutora

Jurado1

Jurado

Juan Pablo...

Jurado

Bogotá D.C. de Septiembre de 2020

NOTA DE ADVERTENCIA

“La universidad no se hace responsable de los conceptos emitidos por sus estudiantes en sus proyectos de trabajo de grado, sólo velará por la calidad académica de los mismos, en procura de garantizar su desarrollo de acuerdo con la actualidad del área disciplinar respectiva. En el caso de presentarse cualquier reclamación o acción por parte de un tercero en cuanto a los derechos de autor sobre la obra en cuestión, el estudiante – autor asumirá toda la responsabilidad y saldrá en defensa de los derechos. Para todos los derechos la universidad actúa como un tercero de buena fe”. (Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Decisión Andina 351 de 1993, Decreto 460 de 1995)

AGRADECIMIENTOS

Gracias a mi familia, a mi papa, mi mama y mi hermano, por brindarme la oportunidad de continuar mis estudios, por ser el pilar fundamental en mi formación, por brindarme su sabiduría y paciencia, y por quererme y apoyarme en todos los momentos buenos y malos que se presentaron.

Quiero expresar mi profundo agradecimiento a la Universidad Militar Nueva Granada, a mis profesores, en especial a mis directores de grado al Ing. José Luis Ramírez PhD y la Ing. Astrid Rubiano PhD, quienes fueron parte fundamental de mi proceso de formación, gracias por confiar en mi trabajo, por sus enseñanzas que me hacen crecer como profesional y por su constante apoyo.

DEDICATORIA

Este trabajo de grado está dedicado a mis padres Pedro y Cristina y a mi hermano Andrés, quienes me han ayudado a cumplir un sueño más, por estar conmigo en todo momento, por sus consejos, su constante apoyo, y su tolerancia, los amo mucho.

También lo dedico a mis profesores José Luis y Astrid por ayudarme y acompañarme a culminar este trabajo pese a todas las dificultades presentadas

Tabla de Contenido

RESUMEN.....	VI
ABSTRACT.....	VII
1 INTRODUCCIÓN.....	8
1.1 Descripción del Problema	9
1.2 Objetivo General	10
1.3 Objetivos Específicos	10
1.4 Hipótesis	11
2 ESTADO DEL ARTE.....	12
2.1 Aleaciones con Memoria de Forma, Control y Diseño	12
2.2 Diseño de Prótesis	20
2.3 Modelos Constitutivos	21
3 MARCO TEÓRICO.....	26
3.1 Biomecánica	27
3.1.1 Anatomía de la Mano	27
3.1.2 Análisis Mecánico	30
3.1.3 Análisis de Fuerzas	32
3.1.4 Estudio de la Prensión	33
3.1.5 Evaluación de Discapacidades y Afectaciones	36
3.2 Musculo Humano	37
3.2.1 Músculos de la mano	38
3.2.2 Modelos Musculares Equivalentes	39
3.2.3 Adquisición de Señales Musculares	43
3.3 Robótica Blanda	43
3.4 Materiales Inteligentes	45
3.4.1 Materiales Piezoeléctricos	46
3.4.2 Polímeros Electroactivos (EAP)	46
3.4.3 Materiales con magnetostricción	50

3.4.4	SMA	50
3.5	Aleaciones con Memoria de Forma	50
4	DESARROLLO METODOLÓGICO Y EXPERIMENTAL	55
4.1	Requerimientos Mano Humana	56
4.2	Comparación Materiales	58
4.3	Análisis y Selección SMA	60
4.3.1	Análisis Material	60
4.3.2	Selección SMA.....	61
4.4	Diseño Actuador	62
4.5	Modelo Constitutivo	68
4.6	Diseño Mecanismo	71
4.6.1	Parámetros SMA	72
4.6.2	Parámetros Actuador.....	72
4.6.3	Diseño Final	73
5	RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	77
5.1	Implementación y Resultados	77
5.2	Análisis de Resultados	83
6	CONCLUSIONES.....	88
	REFERENCIAS.....	90

Lista de Figuras

Figura 1 Red de Información Palabras Clave	12
Figura 2 Esquema de conexión (J. Li & Tian, 2018)	14
Figura 3 Sistema de control (J. Li & Tian, 2018)	15
Figura 4 Respuesta de Control (Doroudchi & Zakerzadeh, 2017).....	15
Figura 5 Comparación aplicación en softwares (Drahoš & Kutíš, 2012)	16
Figura 6 Esquema de Control (Khodayari et al., 2011)	16
Figura 7 Estrategia de Control (Colorado et al., 2011).....	17
Figura 8 Sistema bio-inspirado alas de murciélago (Colorado et al., 2011)	18
Figura 9 Músculo Humano Vs Artificial (Peng et al., 2017)	18
Figura 10 Sistema de Control (Zhang et al., 2013).....	19
Figura 11 Prototipo Órtesis (Zhang et al., 2013)	20
Figura 12 Mano Humana	26
Figura 13 Sistema Óseo de la Mano (Netter, 2011)	28
Figura 14 Sistema Articular de la mano (Netter, 2011)	28
Figura 15 Sistema Muscular de la Mano (Netter, 2011)	29
Figura 16 Músculos Interóseos y Lumbricales (TAYLOR & SCHWARZ, 1955)	29
Figura 17 Huesos y Articulaciones de la Mano (Ramirez, 2016).....	31
Figura 18 Juntas equivalentes mecánicas.....	31
Figura 19 Modelo equivalente propuesto (Ramirez, 2016)	32
Figura 20 Modelo propuesto en (Ramirez, 2016) para identificar parámetros de fuerza	33
Figura 21 Taxonomía de agarre de la mano de Feix (Feix et al., 2016)	34
Figura 22 Taxonomía de Agarre de Cutkosky.....	35
Figura 23 Gestos de Agarre más Utilizados	35
Figura 24 Posibles posturas que puede tomar la mano (Kapandji, 2006)	36
Figura 25 Sección transversal del musculo esquelético (Staugaard Jones, 2014)	38
Figura 26 Músculos Intrínsecos en Flexión Extensión	39
Figura 27 Modelo de Hill a trabajar (Ramirez, 2016).....	42
Figura 28 Dispositivo Myo para adquisición de señales EMG (Tatarian et al., 2018)	43
Figura 29 Capacidades Robótica Blanda a) Destreza b) Sensado Posición c) Manipulacion y d) Cargas (Trivedi et al., 2008).....	44
Figura 30 Ejemplos de sistemas bio-inspirados (Trivedi et al., 2008).....	44
Figura 31 Rangos de actuación de algunos Materiales Inteligentes (Lagoudas, 2008).....	45
Figura 32 Esquema efecto piezoeléctrico (Ministerio de ciencia e Innovación, 2010)	46
Figura 33 Polímeros Electroactivos EAP	47
Figura 34 Material Ferroeléctrico (Du et al., 2018).....	47
Figura 35 Configuración para experimentación polipropileno (Eddiai et al., 2012)	48
Figura 36 Capas que componen un monitor de cristal líquido monocromático (Martínez Riachi et al., 2005).....	48
Figura 37 Comportamiento partículas según su polarización (Jadhav & Gawade, 2012).....	49
Figura 38 Comportamiento partículas según polarización IPMC (Koo et al., 2009)	49
Figura 39 Cambio de Fase Austenita Martensita (Lagoudas, 2008)	51
Figura 40 Esquema efecto de memoria de forma. a)Aplicación Esfuerzo b) Calentamiento posterior (Lagoudas, 2008).....	52
Figura 41 Grafico Esfuerzo-Deformación (Lagoudas, 2008).....	53
Figura 42 Fases de transformación por temperatura en presencia de carga (Lagoudas, 2008)	53
Figura 43 Diagrama tensión deformación temperatura con sus fenomenos (Flor López, 2005)	54
Figura 44 Guía Metodología.....	55
Figura 45 Agarre de Precisión y Fuerza Pinch (Feix et al., 2016).....	57
Figura 46 Medición Tiempo de Establecimiento	58
Figura 47 Diferentes configuraciones compatibles del material	61
Figura 48 Formulación Sistemas Poleas.....	63
Figura 49 Gráfico Temperatura vs Deformación (Dynalloy, 2015)	63

Figura 50	Datos recopilados en el experimento de (Ramirez et al., 2017)	65
Figura 51	Simulación Función de Transferencia	66
Figura 52	Modelo Actuador	66
Figura 53	Experimento de Identificación del Actuador (Ramirez, 2016)	73
Figura 54	Bosquejo Mecanismo	74
Figura 55	Primera aproximación grafica	75
Figura 56	Esquema Modelo CAD	75
Figura 57	Modelo Poleas y Soportes	75
Figura 58	Diagrama de Flujo Proceso	78
Figura 59	División Mecanismo	79
Figura 60	Segmentos Contracción (Rojo) y Relajación (Azul) del musculo	80
Figura 61	División Secciones Parte 1	80
Figura 62	Resultado Rotación del Modelo 1ra Sección	81
Figura 63	Grafico Deformación-Temperatura 1ra Sección	81
Figura 64	Grafico Esfuerzo-Tiempo 1ra Sección	81
Figura 65	Sección a simular	82
Figura 66	Grafico Deformación a) vs Temperatura b) vs Tiempo	82
Figura 67	Grafico Esfuerzo vs Tiempo	83
Figura 68	Respuesta Rotación vs Tiempo	83

Lista de Tablas

Tabla 1 Resultados Energía Disipada (Vantadori et al., 2018)	13
Tabla 2. Comparación propiedades mecánicas materiales más usados (Peng et al., 2017)	19
Tabla 3 Comparativo prótesis en la academia	20
Tabla 4 Modelos Micro	22
Tabla 5 Modelos Micro Macro	22
Tabla 6 Modelos Matemáticos Macro.....	23
Tabla 7 Modelos Macro más Importantes.....	24
Tabla 8 Cuadro Comparativo Modelos Constitutivos Existentes.....	24
Tabla 9 Acrónimos Huesos (Ramirez, 2016)	30
Tabla 10 Límites rotacionales de la Mano (Kapandji, 2005)	32
Tabla 11 Valores de la Fuerza Humana en Pinch.....	33
Tabla 12 Músculos Involucrados en Flexión Extensión (Ramirez, 2016)	38
Tabla 13 Modelos Musculares Basados en Hill (Ramirez, 2016).....	39
Tabla 14 Valores Fuerza Pinch en Humanos	57
Tabla 15 Compilación Requerimientos Musculo	58
Tabla 16 Características principales de los materiales inteligentes (Ramirez, 2016)	59
Tabla 17 Composición de Algunas Aleaciones	60
Tabla 18 Características Material Seleccionado	61
Tabla 19 Resumen requerimientos musculo artificial	64
Tabla 20 Comparación Musculo humano y características actuador	64
Tabla 21 Parámetros físicos descritos en las funciones de Helmholtz y Gibbs.....	69
Tabla 22 Ecuaciones Modelo Constitutivo Tridimensional	69
Tabla 23 Ecuaciones Modelo Constitutivo Unidimensional.....	71
Tabla 24 Fuente de los parámetros y Valores obtenidos	72
Tabla 25 Parámetros Buscados en el Actuador	73

Resumen

Es estudio de la robótica blanda explora el uso de materiales alternativos que permitan la creación de mecanismos flexibles, basados en la naturaleza. Para hacer realidad estos diseños se implementa el uso de materiales inteligentes, cuyas propiedades permiten ser modificadas bajo estímulos externos. Una importante aplicación en desarrollo involucra el diseño de sistemas que beneficien al humano específicamente en salud y rehabilitación. Aprovechando las propiedades mecánicas y térmicas del material conocido como aleaciones con memoria de forma (SMA-Shape Memory Alloy), se plantea el diseño de un músculo artificial que logre imitar el fenómeno viscoelástico del real y pueda ser potencialmente aprovechado para generar movimiento en una prótesis de dedo robótico blando.

Palabras clave: Robótica Blanda, SMA, Aleaciones con Memoria de Forma, Músculo Artificial, Biomecánica

Abstract

The study of soft robotics explores the use of alternative materials that allow flexible mechanisms based on nature. It implemented the use of smart materials to make these designs come true. Their properties allow them to be modified under external stimuli. An important application in development involves the design of systems that benefit humans, specifically in health and rehabilitation. Taking advantage of the mechanical and thermal properties of the material known as shape memory alloys (SMA), the design of an artificial muscle imitates the viscoelastic phenomenon of the real is proposed and can potentially be used to generate movement in a prosthesis soft robotic finger.

Keywords: Soft Robotics, SMA, Shape Memory Alloy, Artificial Muscle, Biomechanics

1 Introducción

La robótica blanda es un campo de trabajo emergente que proviene de la robótica clásica y la necesidad de integrar materiales y elementos compatibles y basados en organismos vivos, buscando sistemas con mayor flexibilidad y adaptabilidad en la tarea que le sea asignada (Nurzaman et al., 2013). En este campo de acción se busca que los sistemas actuadores mediante el uso de materiales especiales, flexibles e inteligentes se adapten a nuevas formas de manipulación bio-inspiradas, por ejemplo, tentáculo, trompa de elefante, lengua, estrella de mar, entre otros, lo cual amplía la gama de posibles aplicaciones (Guanjun et al., 2018).

Al trabajar el desarrollo de sistemas protésicos se busca que la persona amputada tenga la posibilidad de recuperar parte de la funcionalidad del miembro perdido (Quintero Quiroz et al., 2015), por lo cual se busca que mediante mecanismos de la robótica blanda se pueda brindar algún tipo de solución, bien sea con el desarrollo de prótesis o de ortesis, que son fundamentales cuando se habla de sistemas de apoyo para la movilidad.

Cuando se trata de prótesis de mano, se considera que la pieza fundamental a emular es la capacidad de manipulación de objetos, ya que, la mano humana es considerada como el efector final del cuerpo humano desde el punto de vista cinemático (Kapandji, 2006), convirtiéndose en un reto la creación de un dispositivo que emule su funcionalidad. En la actualidad se han desarrollado una gran cantidad de estudios y prototipos que ayuden en la manipulación de objetos grandes y robustos, sin embargo, estos presentan un comportamiento rígido al ser implementados con técnicas de robótica convencional.

La elaboración de este proyecto busca mediante la implementación de un método en robótica blanda, aprovechar las propiedades que nos brindan los materiales inteligentes para desarrollar un músculo artificial, que podrá ser adaptado al desarrollo de un sistema protésico que ayude en la ejecución de labores cotidianas y que ofrezca mayor naturalidad al movimiento similar al comportamiento de la mano humana.

Se considerará el uso de materiales inteligentes como sistema actuador ya que las propiedades de estos materiales nos permiten obtener deformaciones aparentemente plásticas y retornar a valores iniciales con la aplicación de un estímulo externo (J. Li et al., 2017); esta habilidad nos proporciona gran versatilidad en los diseños a elaborar. Dentro de la clasificación de los materiales inteligentes se encuentran las aleaciones con memoria de forma (SMA), que nos permiten tener un sistema ligero y de un tamaño más óptimo, sin embargo, los procesos de control de este tipo de materiales no son los mismos que los usados con actuadores convencionales, debido a las propiedades de memoria que posee, lo que aumenta la dificultad

de su manejo (Cismasiu & Santos, 2010; Doroudchi & Zakerzadeh, 2017; Elahinia et al., 2005; J. Li & Tian, 2018; Rubiano, 2016).

El objeto de esta investigación es el desarrollo de un musculo artificial basado en aleaciones con memoria de forma, que pueda ser aprovechado en la implementación de un dedo robótico de una prótesis de mano, por lo que es necesario expresar el modelo matemático del material para conocer su comportamiento, el estudio biomecánico del dedo humano para conocer cómo funciona el sistema muscular de este la como se genera el movimiento y por último la implementación simulada del material como un musculo artificial.

Para esto se dividió el documento en capítulos para organizar el trabajo, donde el primer capítulo se encuentra la parte introductoria de la investigación, el segundo capítulo muestra el estudio del estado del arte relacionado con la investigación, el tercer capítulo muestra el marco teórico del proyecto y se realiza el énfasis en los requerimientos biomecánicos de la mano, especificado en el primer objetivo del trabajo. El cuarto capítulo contempla el desarrollo metodológico de la investigación, involucrando la campaña de diseño y experimentación para finalizar con la exposición de las conclusiones y las perspectivas del trabajo.

1.1 Descripción del Problema

El desarrollo actual de prótesis de mano en la industria realiza su enfoque en características como peso, costos, tamaño, entre otros, de tal manera que sea asequible a la mayoría de la población objetivo (Protesica Colombia, 2017). Sin embargo, estas prótesis no cuentan con habilidades de destreza fina, y está ha sido un campo poco explorado, dado que, aunque tareas de agarre y funcionalidad están bien definidas, las condiciones de operación son desconocidas. Esto debido a que las tareas de agarre dependen en gran medida de las características del objeto a manipular (Loaiza & Arzola, 2011). Los diseños actuales presentan dificultades al momento de interactuar con objetos de geometría específica, fina o pequeña, debido a las limitaciones en los materiales y mecanismos con los cuales fueron construidos, ya que presentan limitaciones mecánicas que hacen que el problema de agarre no esté completamente resuelto.

Las prótesis actuales tienen como función sujetar objetos determinados, de tamaños específicos, que suplen tareas de agarre específicos, en especial agarres de potencia, que requieren gran fuerza y robustez, sin embargo, queda un gran número de agarres que no pueden llevar a cabo, debido a las limitaciones antes mencionadas.

Para superar estas limitaciones han surgido nuevos sistemas de accionamiento que utilizan materiales menos convencionales, ingresando al campo de la robótica blanda, que busca

implementar otro tipo de mecanismos, que desarrollan menor rigidez en los mecanismos, sin comprometer valores de fuerza o potencia, explorando así nuevos tipos de materiales para mejorar problemas de rigidez

Para la construcción de un músculo artificial se puede considerar el uso de materiales inteligentes que son la base de trabajo de la robótica blanda, y se convierten en una posible solución ya que nos permite emular el comportamiento del músculo humano, que es el encargado de generar el movimiento. En el desarrollo de la investigación se encuentran retos a superar, específicamente con la selección del mejor material, y como se puede realizar la mejor integración con el sistema protésico en general.

Esto debido a que los materiales inteligentes tienen comportamientos matemáticos que varían dependiendo de factores externos, condiciones de trabajo y dependen de las características físicas del material, su comportamiento es variante en el tiempo. Esto quiere decir que los métodos de control utilizados en la robótica clásica en este caso no son válidos, y para su controlabilidad se deben aplicar estrategias combinadas o distintas a las convencionales. Para hacer uso de los materiales inteligentes es necesario superar limitaciones ya existentes en algunos diseños ya construidos, que buscan imitar movimientos específicos de la mano mas no su funcionalidad o naturalidad en el movimiento (S. Jung et al., 2011; J. Li et al., 2017; Ramirez, 2016; Villoslada et al., 2014).

El problema planteado para la investigación se formula, ¿Cómo el uso de materiales inteligente para desarrollar músculos artificiales permite mejorar las condiciones funcionales y bio-miméticas de las prótesis de dedo?

1.2 Objetivo General

- ✓ Diseñar y proponer un prototipo de músculo artificial bioinspirado y basado en aleaciones con memoria de forma, para un dedo robótico hablando con capacidad de ejecución de tareas del agarre

1.3 Objetivos Específicos

- Identificar los requerimientos para el músculo artificial, a partir de la funcionalidad, la biomecánica y los músculos del dedo humano.
- Establecer la configuración y tipo de aleación con memoria de forma, que mejor se adapte a las condiciones del dedo robótico blando y que cumpla con los requerimientos del músculo artificial.

- Presentar el prototipo simulado de musculo artificial, basado en aleaciones con memoria de forma considerando los requerimientos y restricciones establecidos.
- Realizar las pruebas de funcionamiento del prototipo simulado, para la evaluación del cumplimiento de los requerimientos funcionales del músculo artificial.

1.4 Hipótesis

Actualmente existen en el mercado y en la investigación múltiples opciones en el desarrollo de prótesis de mano y dedo, bien sea dispositivos pasivos o activos, que permiten recuperar parte de la movilidad cuando se pierde un miembro. Gracias a esto existen múltiples opciones en el material seleccionado para su construcción, desde la selección de la rigidez del material, tamaño, peso, forma, entre otros. con la aparición de la robótica blanda se ha abierto la posibilidad en la exploración de nuevos sistemas de actuación cómo, por ejemplo, el uso de materiales inteligentes, estos materiales podrían ayudar en el desarrollo de prototipos de músculos artificiales, para reemplazar los sistemas de actuación convencionales. Específicamente, como las aleaciones con memoria de forma podría ser el mejor material, para lograr mejores características de rigidez, fuerza, y lograr un efecto viscoelástico similar al del dedo humano.

2 Estado del Arte

Los parámetros seleccionados para hacer la búsqueda del estado del arte se enfocan del uso del SMA como material inteligente, su aplicación en sistemas de control y prótesis y también su aplicación como musculo artificial. Antes de dar una explicación de la información encontrada es necesario evidenciar el mapa de red encontrado utilizando como fuente las palabras clave de cada pieza académica encontrada (artículos, libros, tesis, etc.), este se puede ver en la Figura 1 donde es evidencia la relación en estudios de los distintos tópicos relevantes al tema.

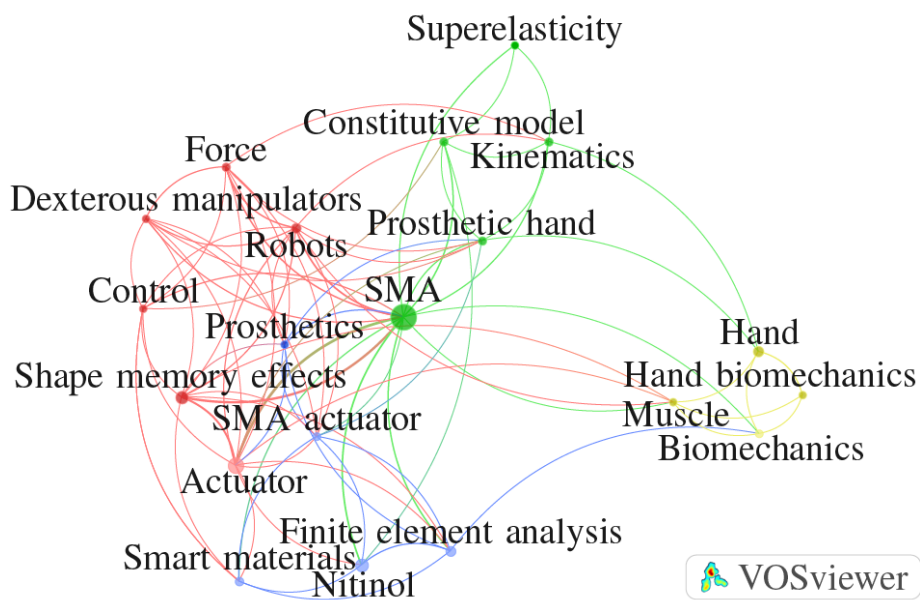


Figura 1 Red de Información Palabras Clave

Dentro del marco de la investigación que se lleva a cabo, es necesario realizar una búsqueda de los trabajos científicos realizados que se encuentren relacionados con el desarrollo de materiales inteligentes, especialmente el uso de SMA, bien sea su estructura micro o macroscópica, sus aplicaciones como sistema actuador y su impacto en el desarrollo de prótesis de mano y dedo.

2.1 Aleaciones con Memoria de Forma, Control y Diseño

En la rama de materiales inteligentes con memoria de forma se encuentra el SMA (Shape Memory Alloy) o materiales con memoria de forma, que se forman mediante la aleación de varios metales y tienen la habilidad de memorizar o retener cierta información adquirida

previamente cuando se encuentra en unas condiciones termo mecánicas o magnéticas específicas. (Mohd Jani et al., 2014)

Actualmente este material se encuentra en numerosos campos tanto de investigación como comerciales, como lo son estructuras a nivel industriales, los automóviles, el campo aeroespacial, la aplicación de mini actuadores y sistemas micro- electromecánicos (MEMS), la robótica, biomédica incluso se han realizado avances en la industria de la moda, entre otras aplicaciones. (Mohd Jani et al., 2014)

Algunos autores se han enfocado en lograr una mayor comprensión del porque este material actúa de esta manera, realizando estudios microscópicos del material, y formulando principalmente las curvas de esfuerzo-deformación las cuales dan la información necesaria para aprovechar su comportamiento.

En (Vantadori et al., 2018) se muestra un análisis de fatiga de una aleación especial de Ni Ti equiatómica y pseudo elástica que fue manufacturada usando un horno de vacío con técnicas de EDM (Energy Discharge Machining), donde, mediante análisis de geometría con un escáner microscópico de electrones, muestra la composición química y con un test de difracción por medio de rayos X se toman datos de deformación durante un número determinado de veces o ciclos. Con base en los resultados obtenidos de deformación, estrés, y contenido de las fases austenita y martensita se realiza el modelo analítico de la aleación, que genera un modelo matemático que da como resultado los datos mostrados en la Tabla 1 de la energía disipada acumulada experimental y la analítica, además el valor del error relativo.

Tabla 1 Resultados Energía Disipada (Vantadori et al., 2018)

Ciclo Numero	$E_e/10^3 [J(mm)^{-3}]$	$E_a/10^3 [J(mm)^{-3}]$	$I_e[\%]$
1	12.31	12.28	0.26
10	108.5	111.34	-2.61
25	250.8	261.55	-4.29
50	469.83	495.34	-5.43
75	666.25	717.45	-7.68
100	847.66	931.13	-9.85

A pesar que se han realizado estudios en otros tipos de aleaciones, las elaboradas con Níquel y Titanio son las más estudiadas y comercializadas en la actualidad recibiendo el nombre de Nitinol, nuevos estudios sugieren añadir nuevos elementos a esta aleación para obtener mejoras en las propiedades mecánicas y térmicas del material, como se muestra en (Hernandez Navarro, 2015), en donde realizan el estudio de las propiedades térmicas y magnéticas en las aleaciones de Ni Ti añadiendo nuevos elementos químicos, como hierro, galio, estaño, aluminio, entre otros. Se realizo el estudio con el fin de obtener aleaciones con transición de fase martensítica en estado ferromagnético usando como base la aleación de Ni-Fe-Ga dopado con aluminio y estaño en aleaciones con distintos contenidos. En el proceso

de adquisición de datos se realizaron análisis de energía dispersiva de rayos X, estudios de microscopía óptica, análisis térmicos y de difracción de rayos X.

En la aleación con estaño observan poros, que pueden ser parte de otra fase, y se puede observar la fase martensítica que indica que la transformación martensítica se encuentra abajo de la temperatura ambiente, también se provoca una disminución en la entalpia de transformación y la energía disipada por la transformación martensítica es mayor que la absorbida durante la transformación austenítica. Con la aleación de aluminio presenta diferentes tamaños y formas en la frontera de grano, la entalpia también disminuye, pero en menor proporción; en ambos casos se obtiene una disminución de las temperaturas de transformación.

Uno de los principales campos de acción en los que se enfoca esta investigación sobre las aleaciones con memoria de forma es su transformación en un sistema actuador, que se integra fácilmente en cualquier tipo de aplicación y puede llegar a reemplazar a los actuadores convencionales si se saben aprovechar sus propiedades mecánicas, en (J. Li & Tian, 2018) se muestra el modelo inverso de un actuador de SMA y su sistema de control de posición con una compensación con la función de base radial (RBF) que es usada en modelos de control no lineal, buscan comprobar la efectividad del control del SMA con el sistema RBF mediante un proceso experimental (Figura 2 y Figura 3), y sus resultados se comparan con un control PID clásico, se demuestra que los efectos de la histéresis del materia dificultan la rápida respuesta del muestreo de posición, lo que puede llegar a restringir sus aplicaciones, el modelo inverso planteado ayuda a reducir los efectos de la histéresis en el actuador, y una combinación del modelo RBF y el inverso ayudan a disminuir el sobre pico cuando se compara con un PID, y logra mayor rapidez en la convergencia, lo cual representa una alternativa en la mejora del control de posición en una trayectoria a controlar

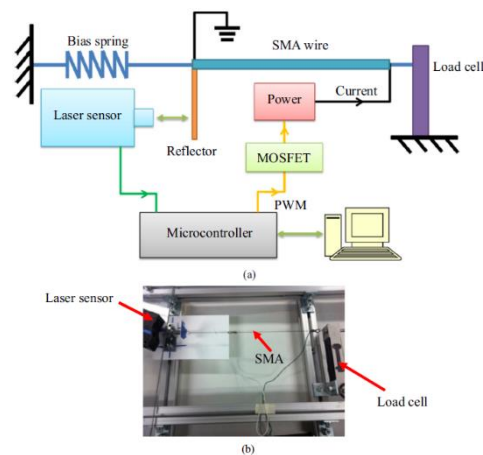


Figura 2 Esquema de conexión (J. Li & Tian, 2018)

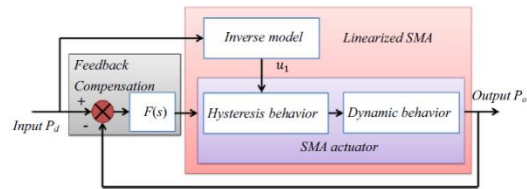


Figura 3 Sistema de control (J. Li & Tian, 2018)

Uno de los principales campos de acción del uso de SMA es su adaptación como sistemas actuadores (Mohd Jani et al., 2014), entre los cuales se encuentran múltiples investigaciones, como en (Doroudchi & Zakerzadeh, 2017) donde realizan el control a rápida respuesta de un actuador rotatorio hecho con SMA, donde se busca realizar el control de velocidad del actuador, cuando se aplica corriente a los alambres del material este sufre una variación en su temperatura lo que hace que la polea gire, gracias a que en su configuración se encuentran dos cables, cuando un cable se activa el otro permanece en reposo y viceversa, lo que hace que el actuador se mueva en ambas direcciones. En la Figura 4 Se muestra la respuesta de un controlador PID cuando se busca que el actuador siga un ángulo de rotación oscilante y un RMSE de 1.88°

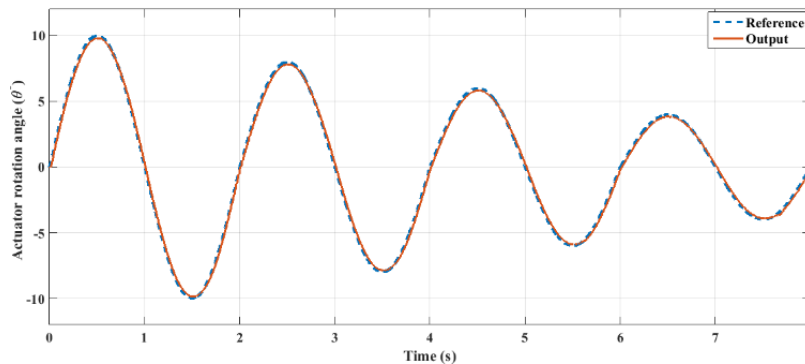


Figura 4 Respuesta de Control (Doroudchi & Zakerzadeh, 2017)

En (Drahoš & Kutiš, 2012) se muestra el proceso de modelamiento matemático y simulación del comportamiento térmico de un actuador de SMA, para realizar una solución analítica obtienen la distribución de la temperatura a lo largo del alambre de Ni Ti desde un modelo numérico desarrollado en ANSYS, esta distribución genera un sistema de ecuaciones diferenciales de transferencia de calor y a partir de ahí, crean un modelo matemático del actuador. Con las ecuaciones generadas se realiza una simulación en Matlab que muestra el comportamiento del actuador a medida que varía su temperatura, en la Figura 5 se realiza la comparación de los resultados obtenidos en ANSYS y en Matlab de la deformación versus la temperatura, mostrando que ambos softwares arrojan resultados similares.

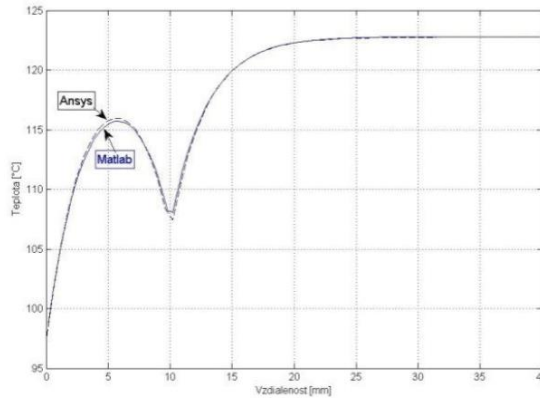


Figura 5 Comparación aplicación en softwares (Drahoš & Kutiš, 2012)

Otro caso donde abordan estrategias de control para sistemas actuadores basados en SMA se muestra en (Khodayari et al., 2011), donde realizan el sistema de control de un actuador de SMA para un gripper, usando lógica difusa y la implementación de un controlador PID. Se utiliza lógica difusa para ayudar en las tareas de la compensación del material para ser enviadas al controlador. Para el controlador fuzzy entraban los valores de la ubicación del gripper y como salida se obtenían las constantes necesarias para el control (Figura 6). Utilizando esta combinación para realizar el control, se observó que tiene una muy buena actuación, reduciendo el máximo sobre pico y el tiempo de estabilización en la señal de entrada del actuador con SMA, además produce errores relativamente más pequeños que los obtenidos con otro control distinto.

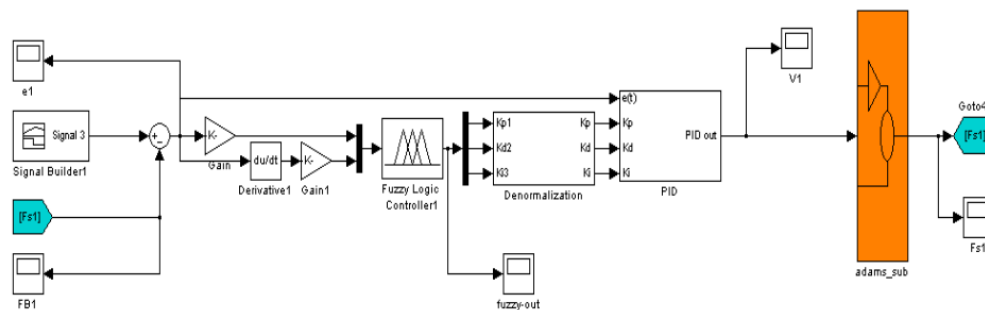


Figura 6 Esquema de Control (Khodayari et al., 2011)

En el campo de la bioingeniería se tienen tantas aplicaciones que se puede realizar una subdivisión de los campos de acción, teniendo entre los más importantes, el soporte en sistemas de prótesis y ortesis, elaboración de implementos que ayudan en las emergencias médicas, la elaboración de nuevos tejidos o partes que se puedan reemplazar en el cuerpo humano, creación de herramientas para rehabilitación física, soportes dentales, oculares o vasculares, entre otras muchas otras opciones, todo esto gracias a las propiedades de biocompatibilidad del cuerpo humano que tienen estos materiales inteligentes (Moura et al., 2016) (Teramoro Ohara, 2016) (Hoh et al., 2009) (Guo et al., 2008),

Cuando se implementa un material inteligente a un dispositivo que ayuda a suplir funciones motoras del cuerpo humano, como por ejemplo en prótesis y ortesis, se busca que el material funcione como actuador y logre dar naturalidad al funcionamiento del dispositivo, gracias a sus propiedades mecánicas, de forma analógica al cuerpo humano, este se comporta como el musculo, que es aquel que da soporte y que gracias a sus contracciones y retracciones genera movimiento. Por esto se llevan a cabo investigaciones para tratar de emularlo y es llamado músculos artificiales.

En (Colorado et al., 2011) se presenta la implementación de un actuador muscular inteligente bio inspirado en las alas de un murciélago, teniendo una tabla con el modelo fenomenológico del SMA, se observaron los principales valores y rangos que toma el material durante el proceso, con estos datos estructuraron un modelo matemático para ser aplicado en un sistema de control en lazo cerrado por modos deslizantes, que busca controlar la posición y fuerza del sistema en alta frecuencia, y que no se comprometa la eficiencia energética del sistema (Figura 7), el control de fuerza se logra en función del movimiento angular que se desea en la articulación.

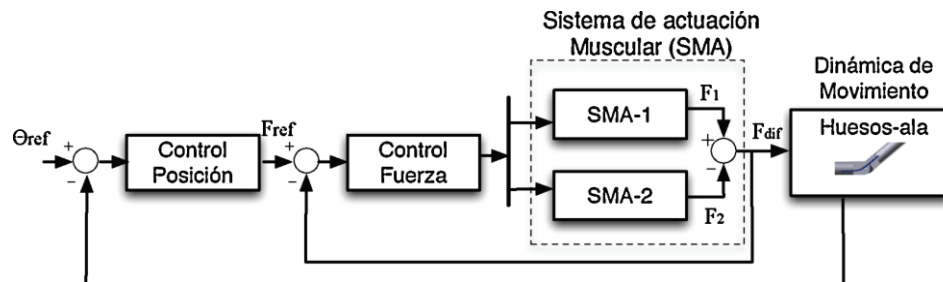


Figura 7 Estrategia de Control (Colorado et al., 2011)

El movimiento completo del ala comprende el aleteo del hombro y el movimiento morfológico de las alas, y se comprende en dos etapas en aleteo hacia arriba o hacia abajo. El control de fuerza se encarga de seguir el patrón de referencia empleando un algoritmo de dinámica inversa (Figura 8).

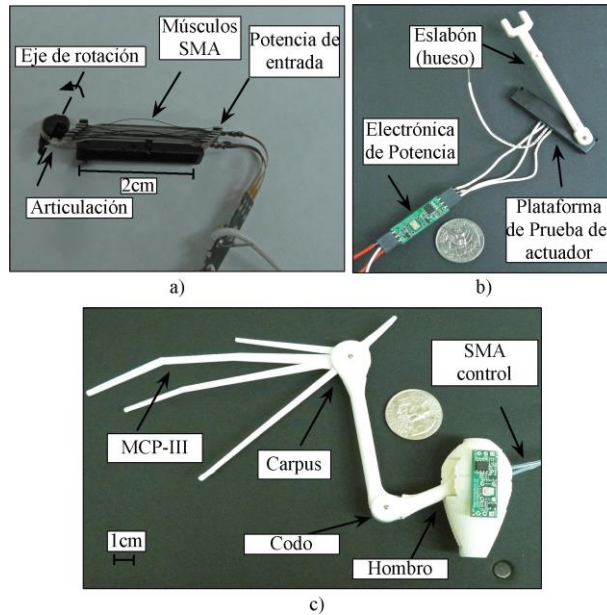


Figura 8 Sistema bio-inspirado alas de murciélago (Colorado et al., 2011)

Siguiendo la estructura de sistemas bio inspirados en (Peng et al., 2017) se trabaja la metodología de diseño de una estructura sensor-actuador implementado en músculos artificiales con SMA, que busca la reproducción y adopción del mecanismo de operación del sistema musculo esquelético, en la Figura 9 se muestra la morfología del musculo y el mecanismo de contracción muscular que busca ser emulado como un musculo artificial

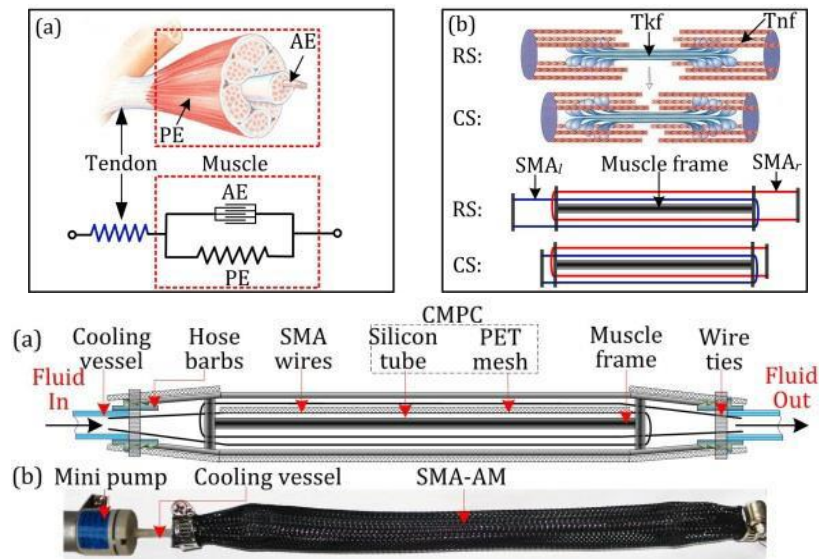


Figura 9 Músculo Humano Vs Artificial (Peng et al., 2017)

En la Tabla 2 se muestra la comparación de propiedades mecánicas de algunos materiales candidatos y el musculo humano original, evidenciando que el uso de SMA provee unas características bastante aprovechables y se realiza un diseño de una fibra de musculo emulando la real, verificando su comportamiento en rangos de trabajo.

Tabla 2. Comparación propiedades mecánicas materiales más usados (Peng et al., 2017)

Tipo de Actuador	Deformación (%)	Esfuerzo (MPa)	Densidad Energía (KJ-m3)	Densidad de Potencia (W/Kg)	Velocidad de Reacción
Musculo	20(40)2	0.1(0.35)	8(40)	40(80)	Media
EAP	0.5(3.3)	3(15)	(5.5)	(2.56)	Media
Motor	50	0.1	25	3	Rápida
PZT	(0.2)	(110)	(100)	(13)	Rápida
SMA	5(10)	190(600)	$10^3(10^4)$	$10^3(10^5)$	Lenta
SMA-AM	(20)	(12)	(1656)	(518)	Media

(EAP) Polímeros Electroactivos (PZT) Cerámica Piezoeléctrica

Debido a la complejidad matemática de los distintos modelos existentes de músculos inteligentes basados en SMA, estos sistemas cumplen un comportamiento no lineal que propone un reto al momento de proponer controlar alguna de sus variables. Por lo que algunos autores han decidido combinar o integrar distintos tipos de controladores para sistemas dinámicos que sufren variaciones en el tiempo, como es el caso de (Zhang et al., 2013) que propone un control de seguimiento de alta velocidad para músculos artificiales elaborados con SMA mediante el modelo de la histéresis del materia basado en la función sigmoide como se muestra en la Figura 10, este realiza auto medición y opera de manera silenciosa, con potencial en trabajo de ortesis especialmente de tobillo y pie en procesos de rehabilitación física (Figura 11), el modelo se encuentra limitado por la lenta velocidad de respuesta del material por lo que se debe buscar una estrategia de control que ayude. Se implementa un sistema de enfriamiento forzado para ayudar a acelerar la velocidad sin comprometer su efectividad y mediante validación experimental se obtiene un modelo inverso que indica un modelo matemático con el que se puede implementar el control.

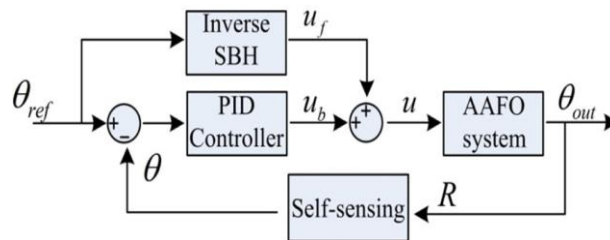


Figura 10 Sistema de Control (Zhang et al., 2013)

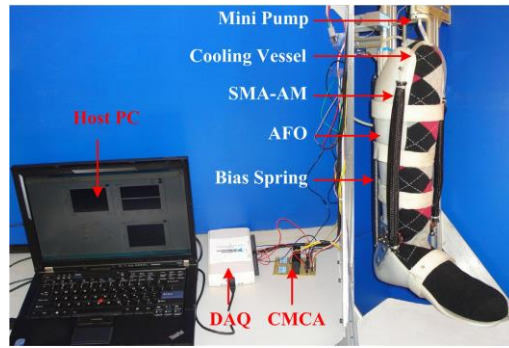


Figura 11 Prototipo Órtesis (Zhang et al., 2013)

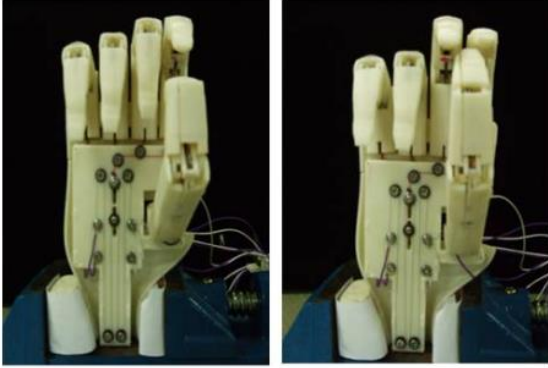
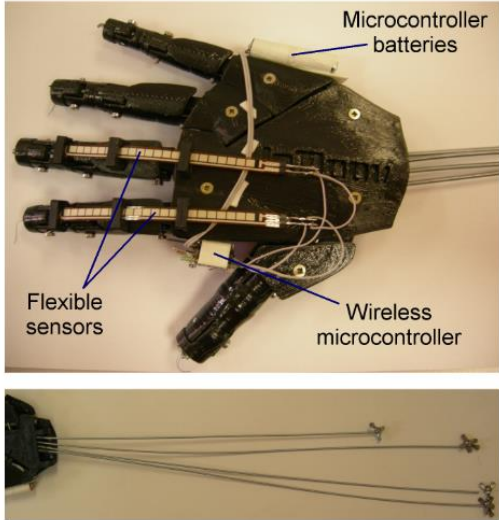
Los resultados experimentales mostraron que las respuestas del musculo artificial en velocidad y exactitud mejoran con el tracking de frecuencia incrementado de 0.8 a 1 Hz, el error de tracking redujo un 82% cuando se satisface el ángulo inicial de la configuración tobillo pie.

2.2 Diseño de Prótesis

La implementación de prótesis de mano y dedo cuenta con múltiples investigaciones, y cada una cuenta con características especiales que hacen que se diferencien, en la Tabla 3 se muestra un esquema comparativo entre algunos desarrollos ya realizados.

Tabla 3 Comparativo prótesis en la academia

Ref.	Esquema Prótesis	Mecanismo	Objetivo
(Ramirez, 2016)		Hilos de tendones flexibles con SMA	Lograr naturalidad en los movimientos de la prótesis
(J. Li et al., 2017)		Tres distintos tipos de hilos con rigidez distinta	Calculo rigidez característica
(S. Jung et al., 2011)		Estructura tipo musculo-tendón	Construcción y adaptación estrategia de control,

			<p>estructura antropomórfica</p>
<p>(Villoslada et al., 2014)</p>		<p>Prototipado en 3D, ubicación hilos actuadores y sensores tipo flexión.</p>	<p>Manejo y control de uniones del robot, control RCP PID con fuzzy</p>

2.3 Modelos Constitutivos

La construcción de modelos matemáticos que expliquen el comportamiento del material forma parte de la investigación que se lleva a cabo, estos consisten en la formulación matemática de ciertos fenómenos físicos que ayudan entender el material, la distinción de cada modelo varia en las propiedades seleccionadas para incorporar.

Para la estructuración de un modelo matemático que explique el comportamiento del SMA los autores llevan varias décadas de estudios, validaciones y resultados. Esto hace que la variedad de protocolos descritos sea grande, teniendo en cuenta que los autores se basan en el uso de diferentes fenómenos físicos que genera el material, además de distintos valores experimentales adquiridos.

El estudio más completo que realiza la recopilación de los primeros modelos matemáticos desarrollados se muestra en (Flor López, 2005), donde nos da una gran base de datos para realizar un primera aproximación al modelo matemático del SMA, la autora realiza la clasificación de los modelos según la escala de trabajo, es decir, si se realiza un análisis a nivel microscópico o macroscópico, además de algunos autores que combinan los dos análisis

para sacar provecho de cada uno. Es importante mencionar que en esta primera fase de investigación los autores realizan el modelado del material en una sola interfaz, es decir, tomando un plano de referencia en una sola dimensión.

La autora enuncia como modelos, los siguientes:

A nivel microscópico se considera que: en esta formulación no se considera las fracciones del volumen del material (austenita u martensita), y son clasificados mejor para el desarrollo fundamental que para una descripción cuantitativa, por lo que su validación experimental es un proceso difícil de realizar, y solo se habla de una formulación. En la Tabla 4 se pueden observar los modelos a considerar.

Tabla 4 Modelos Micro

Nombre Autor	Principio	Referencia
Müller et al	Termodinámica y energía libre de materiales ferromagnéticos, dos fases del SMA	(Müller & Xu, 1991)
Falk	Teoría de Landau-Devonshire para llegar a Energía de Helmholtz de 6° orden en función de temperatura y tensión	(Falk, 1989)
Knowles et al	Nucleación de fases basado en barreras energéticas, Cinética de transformación entre fases	(Abeyaratne et al., 1994)

Algunos autores aprovecharon algunas propiedades estudiadas a nivel micro y lo combinaron con características del material que se podían observar a simple vista o con la ayuda de dispositivos de medición a nivel del ojo humano. Estos modelos implementan leyes de la termodinámica para describir transformación entre fases y a nivel micro observan la respuesta del material en el comportamiento de subunidades en la transformación, y como se lleva a cabo la transformación de monocristal a policristal, generalmente utilizan la expresión de Helmholtz de la energía libre: variación de energía química, energía de superficie y energía mecánica. En la Tabla 5 se presenta el resumen de estos modelos.

Tabla 5 Modelos Micro Macro

Autores	Principio	Referencia
Patoor et al	Dos energías de interacción del monocristal dependiendo de rango super elástico y otro modelo con temperatura: (Martensita y austenita) y (variantes de martensita)	(Patoor & Berveiller, 1997)
Siredey et al	Transición del monocristal al policristal, distinguiendo entre subgranos y dominios del grano	(Siredey et al., 1999)
Lexcellent et al	Interacción entre granos en monocristales. Energía mecánica interna en términos de fracción de martensita. Respuesta en tracción y compresión	(Vivet & Lexcellent, 1998)
Huang y Brinson	Energía de interacción entre variables, en monocristal de SMA	(Gao & Brinson, 2002)
Boyd y Lagoudas	Recopilaron información de Berveiller, Ortin-Planes, Patoor, Ranecki-Lexcellent y Sun-Hwang. Para cargas no proporcionales, reorientación	(J G Boyd &

	simultánea, deformación adiabática y endurecimiento isotrópico y cinemático	Lagoudas, 1996)
Bo y Lagoudas	Aproximación micro macro escalar, considerando efecto de plastificación local, ciclos internos de histéresis y efecto doble memoria de forma	(Bo & Lagoudas, 1999)

Ahora, los fenómenos que se pueden observar a nivel del ojo humano y con ayuda de instrumentos, ayudan a esclarecer aún más el comportamiento del material, bien sea a nivel mecánico, eléctrico o físico.

Según la información recopilada en (Flor López, 2005) para realizar la construcción de un modelo matemático es necesario tener en cuenta ciertos parámetros para que se llegue a una solución válida, entre las que se encuentra, los valores que se encuentran en dependencia de condiciones iniciales con tensión y temperatura, la modificación de las variables en condiciones iniciales en cada transformación para observar la variación de la histéresis y la posibilidad de efectos reversibles de transformación.

Teniendo en cuenta lo anterior, los modelos presentados se realizan mediante el ajuste y recolección de información mediante métodos experimentales, los cuales generalmente se combinan con argumentos clásicos de termodinámica. Además, que los modelos que se proponen en la Tabla 6 proponen casos unidimensionales con el fin de simplificar la matemática, basándose en el hecho de que la mayoría de las aplicaciones del material se realiza en forma de alambre o en un caso extremo en barra.

La mayoría de los modelos asumen que el material se encuentra en función de tensión, deformación y temperatura, de forma independiente entre ellos, y de comportamiento no lineal, también tienen en cuenta la fracción del material en fase de martensita.

Tabla 6 Modelos Matemáticos Macro

Nombre Autor	Principio	Referencia
Modelos Experimentales		
Tanaka	A partir de energía Libre de Helmholtz con deformación unidireccional, temperatura y fracción como variables de estado, para calcular la tensión	(Tanaka et al., 1995)
Liang y Rogers	Variación temporal del modelo de Tanaka, para caracterizar la evolución de fracción de martensita	(Liang & Rogers, 1992)
Brinson	Separación de la fracción de volumen de martensita en dos una inducida por tensión y otra por temperatura, con coeficientes no constantes	(Brinson, 1993)
Boyd et al	Basado en Tanaka sustituyéndola tensión de tracción por la tensión de Von Mises	(James G Boyd & Lagoudas, 1994)
Con aproximación termodinámica		
Raniecki y LExcellent	Modelo mecánico con ecuación de calor para describir efectos dependientes de la velocidad	(Raniecki & Christian, 1994)
Fremont y Wilmanski	Energía de activación en función de la fracción de martensita y del número de interfaces, incluye expansión térmica y plasticidad	(Fremont & Miyazaki, 1996)
Teorías clásicas de plasticidad		

Graesser y Cozzarelli	Formulaciones inelásticas para fluencia y visco plasticidad con superficie potencial y mecanismo de endurecimiento cinemático	(Cozzarelli & Graesser, 1994)
Auricchio et al	Plasticidad generalizada para materiales inelásticos de comportamiento complejo, cuenta las propiedades en fase austenita y martensita	(F Auricchio & Lubliner, 1997)
Govindjee y Kasper	Deformación Plástica Residual con leyes de evolución lineales	(Govindjee & Kasper, 1999)

Algunos modelos que ya fueron mencionados anteriormente son retomados y explicados a mayor detalle con el fin de lograr una mejor aproximación al comportamiento del modelo, estos son de tipo unidimensional, cada uno se obtiene de parámetros diferentes, no dependen de la velocidad a la que se evidencia la deformación, se trabajan a una escala pequeña, en cada instante el estado termodinámico está caracterizado por un conjunto de variables internas y externas, solo dependen de la tensión o deformación y de su cambio temporal. (Tabla 7)

Tabla 7 Modelos Macro más Importantes

Nombre Autor	Principio	Referencia
Tanaka	Transformación de martensita por tensión, conjunto de variables de estado, conservación de energía y desigualdad de Clausius-Duhem	(Tanaka et al., 1995)
Liang y Rogers	Basado en Tanaka, con variables de estado tensión, deformación, temperatura y fracción de martensita, integran la expresión de Tanaka para independizar del tiempo	(Liang & Rogers, 1992)
Brinson	Basado en Tanaka y Liang-Rogers, redefine la fracción de la martensita y reformula la ecuación constitutiva para materiales no constantes	(Brinston, 1993)
Auricchio	Lineal y Exponencial, teoría de la plasticidad de Lubliner, para poder tener en cuenta el comportamiento de solidos elastoplásticos	(F Auricchio & Lubliner, 1997)

Los modelos presentados anteriormente fueron desarrollados en décadas pasadas, por lo que son la base de los estudios actuales, los cuales incorporan, mejoras en la implementación matemática del material y la posibilidad de expandirse hacia modelos tridimensionales que contemplen más factores físicos que determinen el comportamiento del material.

Tomando en cuenta modelos contemporáneos podemos ver el resumen presentado en la Tabla 8, donde se realiza una compilación general, teniendo en cuenta el principio matemático en el cual se basa

Tabla 8 Cuadro Comparativo Modelos Constitutivos Existentes

Objetivo	Fenómeno Físico Tratado			Leyes Formulada	Referencia
	Mecánico	Eléctrico	Térmico		

Función energía del Cu-Al-Ni Cristalografía	Deformación Módulo de Elasticidad	--	Temperatura de Transformación Calor específico Energía	Energía libre de Helmholtz Tensor de Esfuerzos Redes de Bravais Hipótesis de Cauchy Born	Lagrangianas Cristalografía Energía libre polinomial	(Vedantam & Abeyaratne, 2005)
Modelo del SMA Policristalino Termo mecánico	Desplazamiento o Deformación Esfuerzos Densidad	--	Temperatura Flujo de calor Entalpia Energía Interna	Tensor de Green Lagrange Ley de conservación de masa, momento Tensor de Cauchy 1° ley termodinámica Inecuación de Clausius-Duhem	Cinemática, Leyes de conservación Ecuaciones constitutivas	(Lagoudas, 2008)
Simulación control alambres SMA	Esfuerzo Deformación Longitud alambre Volumen y área	--	Temperatura Flujo de calor Conductividad térmica Energía Interna Numero de Biot	Esquema de Voight Esquema de Reuss Transformación cinemática lineal y exponencial Balance de calor	Leyes mecánicas Cinemática exponencial Ecuación de calor	(Cismasiu & Santos, 2010)(Cismasiu, 2010)
Modelo SMA considerando plasticidad	Deformación Modulo Young Densidad Volumen	--	Temperatura Energía	Disipación de energía Disipación plástica Interpolación en tiempo	Variables de estado Efecto plástico	(Kružík & Zimmer, 2010)
Modelo SMA con múltiples fases de transformación	Deformación M de Young R poisson		Temperatura Calor Especifico	Energía libre de Helmholtz Kuhn Tucker Fischer-Burmeister	Mecánica Tensorial	(Ferdinando Auricchio et al., 2012)
	Torque Deformación Esfuerzo (Tensor)	Corriente	Entalpia Entropía Calor Especifico	Clausius-Planck Helmholtz Gibbs	2° ley de la Termo Energía	(Ramirez, 2016)

3 Marco Teórico

La mano humana es un complejo mecanismo adaptable, además de jugar una parte fundamental en la interacción de las personas con el medio ambiente, la mano es una herramienta del diario vivir, en las funciones de agarre y de sensibilidad. Se integra de una zona palmar y cinco dedos nombrados como se ve en la Figura 12. Varios campos de acción en la investigación buscan entender a profundidad la anatomía, mecánica y funcionalidad de la mano humana, con el fin de aprovechar sus capacidades, algunos estudios anteriores nos han dado información acerca de distintos enfoques de investigación, además del conocer los movimientos de la mano (Feix et al., 2016; TAYLOR & SCHWARZ, 1955).

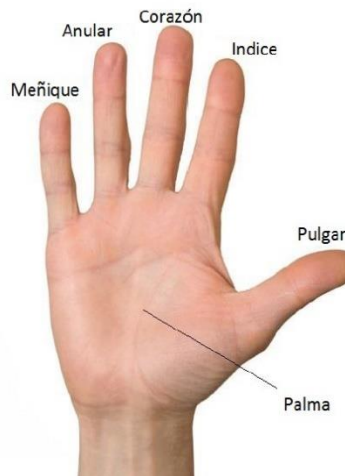


Figura 12 Mano Humana

El enfoque de la mayoría de los estudios realizados en la mano se encuentra en las tareas de agarre, ya que se considera como el principal objetivo. La investigación relacionada abarca dos problemas: análisis de la mano con fines terapéuticos o de rehabilitación ante enfermedad, o la construcción de dispositivos robóticos que imiten la funcionalidad humana. Para delimitar los requerimientos biomecánicos de la mano humana es necesario investigar acerca de: estudio de la prensión, biomecánica, evaluación de la mano humana y el desarrollo de dispositivos robóticos, cada uno subcategorizado, así: (Ramirez, 2016)

- Estudio de la prensión
 - ✓ Sinergia
 - ✓ Taxonomía
 - ✓ Tipos de Agarre
 - ✓ Evaluación de Agarres
 - ✓ Influencia de los objetos
- Biomecánica
 - ✓ Anatomía de la Mano

- ✓ Análisis Mecánico
- ✓ Análisis de Fuerzas
- ✓ Tejidos Blandos
- Evaluación Mano Humana
 - ✓ Actividades diarias
 - ✓ Destreza
 - ✓ Evaluación de Discapacidades
 - ✓ Influencias Externas
 - ✓ Frecuencia del Agarre
- Desarrollo de Dispositivos Robóticos
 - ✓ Dispositivos Protésicos
 - ✓ Consideraciones de Diseño
 - ✓ Manos Robóticas
 - ✓ Control y Sensores

Realizando el estudio a profundidad de estos ítems se puede obtener la información necesaria que establecen requerimientos de diseño, en específico datos requeridos en el modelamiento de músculos artificiales, como el manejo de fuerzas, agarres o limitaciones mecánicas, entre otros.

3.1 Biomecánica

3.1.1 Anatomía de la Mano

La anatomía de la mano humana comprende el estudio de los sistemas que lo componen, como el sistema óseo, articular, muscular y el conjunto de tejidos blandos, en los que se encuentran los tendones ligamentos y cartílagos.

3.1.1.1 *Sistema Óseo*

La mano humana está conformada por 27 huesos, 8 ubicados en el carpo o muñeca, 5 metacarpianos y 14 falanges (Nordin & Frankel, 2004). Como se muestra en la Figura 13 Sistema Óseo de la Mano (Netter, 2011), los huesos del carpo junto con algunas articulaciones ayudan a conectar la mano con el antebrazo, y también con los metacarpianos que forman la planta de la mano, que a su vez se conectan con las falanges (Perez Romero, 2011).

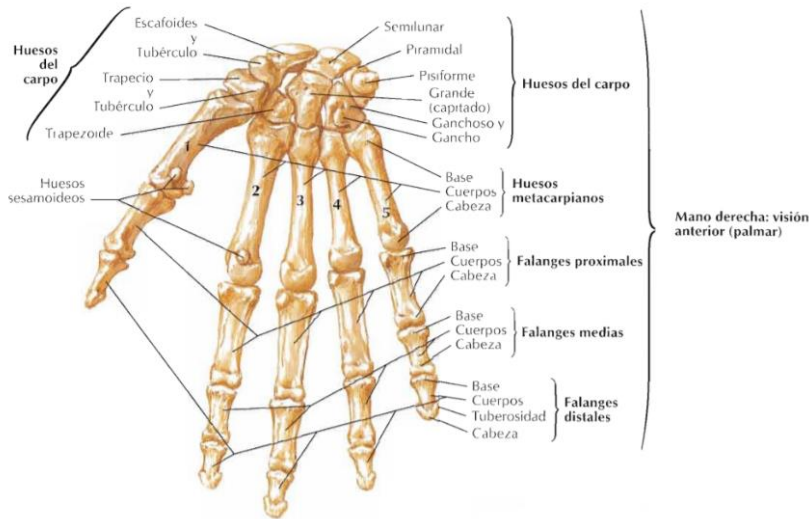


Figura 13 Sistema Óseo de la Mano (Netter, 2011)

3.1.1.2 Sistema Articular

Constituyen las uniones de los huesos y también puntos de apoyo (Perez Romero, 2011), con el fin de mantenerlos fijos o limitar sus movimientos, existen tres tipos de articulaciones en la mano: Carpometacarpianas, Metacarpofalángicas e Interfalángicas, como se muestra en la Figura 14 Sistema Articular de la mano (Netter, 2011).

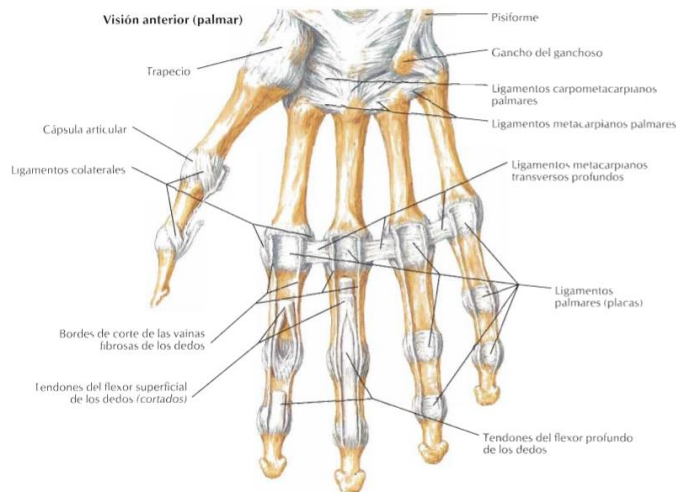


Figura 14 Sistema Articular de la mano (Netter, 2011)

3.1.1.3 Sistema Muscular

Los músculos son tejidos que tienen la capacidad de generar movimientos de contracción y relajación en respuesta a un estímulo nervioso. En la mano existen varios tipos de músculos en la mano: aquellos que tienen su origen en el brazo o antebrazo son llamados músculos extrínsecos, aquellos que se generan en la misma mano, son llamados músculos intrínsecos,

como se observa en la Figura 15 Sistema Muscular de la Mano (Netter, 2011) y también se tienen los músculos interóseos y lumbricales que se ubican en la región palmar media.

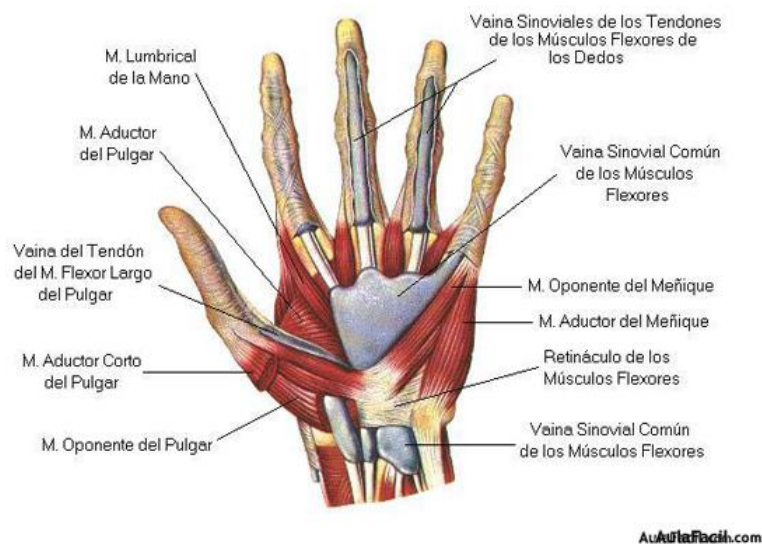


Figura 15 Sistema Muscular de la Mano (Netter, 2011)

En la parte superior de la Figura 16 se observan los cuatro músculos lumbricales que se ubican en la región palmar media y terminan en tendón, sirven de unión entre el tendón flexor y el tendón extensor, en la parte inferior de la Figura 16 observan los músculos interóseos ventrales que son los músculos que ocupan los tres espacios interóseos, originados en los huesos metacarpianos, cumplen la función de flexores en la articulación metacarpofalángica, de extensor en los interfalángicos y de aductor en los dedos 2, 4 y 5.

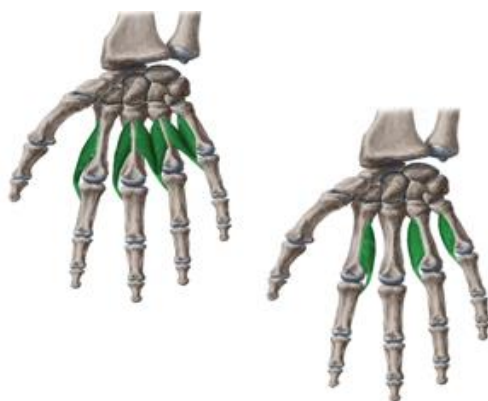


Figura 16 Músculos Interóseos y Lumbricales (TAYLOR & SCHWARZ, 1955)

Esta sección será explicada con mayor detalle en el literal 3.2 MUSCULO HUMANO, donde se mencionan los músculos responsables del movimiento de las falanges de los dedos.

3.1.2 Análisis Mecánico

Desde un punto de vista funcional, la mano compuesta de músculos, tendones y huesos se puede dividir en tres partes: muñeca, palma y de dedos, realizando una analogía, los músculos son el sistema actuador, los huesos son la estructura mecánica y entendido como un mecanismo rígido unido mediante juntas flexibles articulares, y los tendones son el mecanismo de accionamiento uniendo huesos con músculos.

En cuanto su estructura la muñeca se compone de los huesos del carpo divididos en los huesos proximales y distales. La palma se constituye de los huesos metacarpianos y los dedos se componen de la serie de falanges distal, media y proximal, con excepción del quinto dedo que no tiene falange media. En la Tabla 9 se puede observar la simbología usada para su abreviación.

Tabla 9 Acrónimos Huesos (Ramirez, 2016)

Región	Grupo	Hueso	Acrónimo				
Muñeca	Carpo Distal	Trapezio	TZ				
		Trapezoide	TD				
		Hueso Grande	C				
		Hueso Ganchoso	H				
	Carpo Proximal	Pisiforme	P				
		Triangular	T				
		Semilunar	L				
		Escafoides	S				
Palma	Metacarpiano	Serie Metacarpianos	M-I	M-II	M-III	M-IV	M-V
Dedos	Falanges	Serie Proximal	PP-I	PP-II	PP-III	PP-IV	PP-V
		Serie Media	-	MP-II	MP-III	MP-IV	MP-V
		Serie Distal	DP-I	DP-II	DP-III	DP-IV	DP-V
	Número y Nombre	-	I Pulgar	II Índice	III Corazón	IV Anular	V Meñique

Las articulaciones que se pueden observar en la Figura 17 y que componen el sistema:

- ✓ Art Radiocarpal RC: entre el radio y el humero y los huesos del carpo proximales
- ✓ Intercarpal IC: Entre ellos huesos del carpo distales y proximales
- ✓ Carpometacarpianos CM: Entre los huesos distales del carpo y los huesos metacarpianos
- ✓ Trapezo-metacarpianos TM: entre el trapezoide y el metacarpiano del pulgar

- ✓ Metacarpofalángicos MCP: entre los huesos del carpo distales y los metacarpianos de los dedos II al V
- ✓ Interfalángicos Proximales PIP: entre falanges proximales y medias en la serie de dedos de II a V
- ✓ Interfalángicos Distales DIP: entre las falanges media y distal, y de la falange proximal a la distal en el dedo pulgar

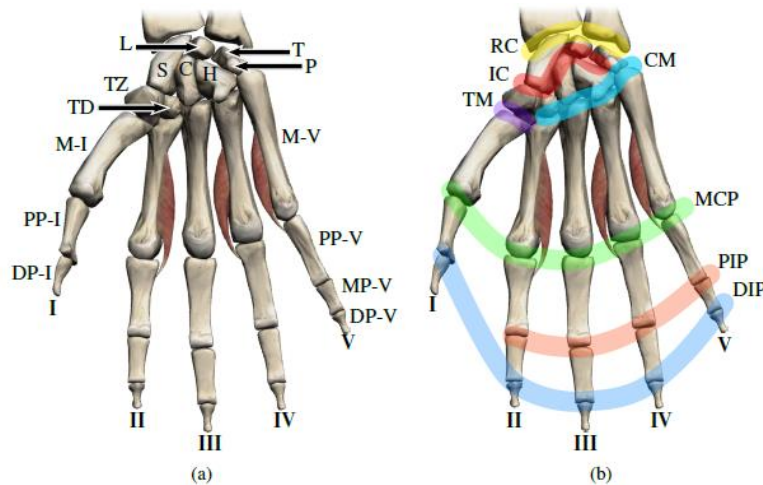


Figura 17 Huesos y Articulaciones de la Mano (Ramirez, 2016)

La muñeca es una compleja articulación que se compone de dos tipos de juntas, que permite a la mano ser considerado como el efector final, realizando un análisis cinemático puede ser considerado como un sistema de dos grados de libertad que permite movimientos de flexión-extensión y de aducción-abducción (Kapandji, 2005). La articulación carpometacarpiana tiene un importante rol en el espacio de trabajo de la mano, ayudan en el movimiento de las articulaciones interfalángicas, la articulación trapezometacarpiano es fundamental en el movimiento de oposición del pulgar, que se compone de dos grados de libertad en los huesos del metacarpo, y las articulaciones interfalángicas se constituyen de un solo grado de libertad que permite los movimientos de flexión-extensión. En la Figura 18 se muestra gráficamente el equivalente mecánico de las articulaciones de la mano.

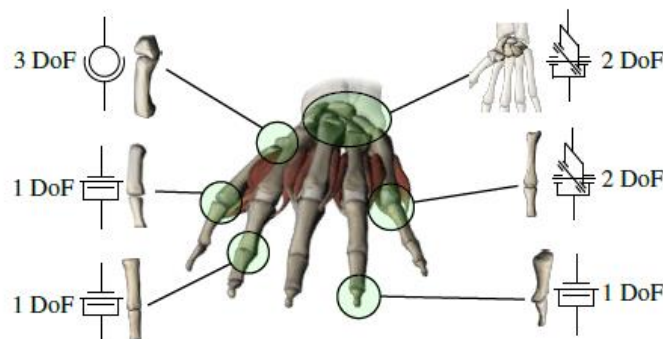


Figura 18 Juntas equivalentes mecánicas

Esta configuración cinemática nos permite explorar los rangos de movimiento que posee cada articulación, los cuales se determinan respecto a una posición de referencia, que en este caso corresponde a la mano en estado de apertura en relajación, esta se puede ver en la Tabla 10. como resultado de estos análisis, se puede proponer un modelo biomecánico, con límites establecidos y determinando juntas rotacionales, de bisagra y esféricas, como se observa en la Figura 19.

Tabla 10 Límites rotacionales de la Mano (Kapandji, 2005)

Junta	Dedo	Primer DOF		Segundo DOF		Tercer DOF
		Flexión	Extensión	Abducción	Aducción	Rotación
Muñeca	-	85	85	15	45	-
MCP	I	60-90	0	-	-	-
	II	100	30	30	30	-
	III	90	30	30	30	-
	IV	80	30	30	30	-
	V	70	30	30	30	-
PIP	I	80	10	-	-	-
	II-V	90	0	-	-	-
DIP	II-V	90	5	-	-	-
TM	I	60	0	60	120	120

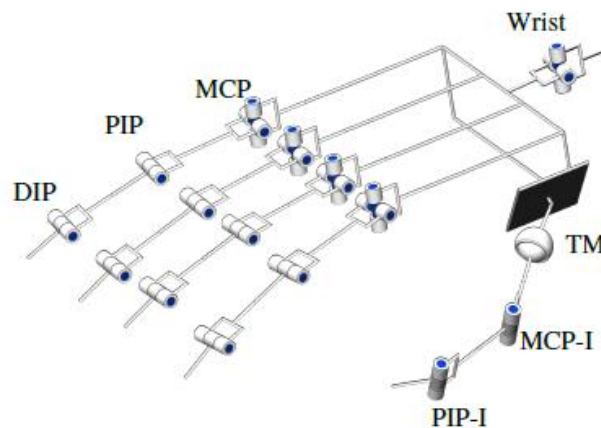


Figura 19 Modelo equivalente propuesto (Ramirez, 2016)

3.1.3 Análisis de Fuerzas

Las articulaciones, ligamentos y tendones y músculos son cruciales en el funcionamiento de la mano humana, con estructuras en extremo complejas y que varían significativamente en cada individuo, es conocido que al día de hoy no existe un método estándar de medición de la fuerza ejercida en musculo y tendón en tiempo real (Chalfoun, 2005), por lo que el estudio

de la fuerza se trabaja en dos fases, primero introduciendo un modelo biomecánico equivalente para medir el comportamiento dinámico de músculos y tendones durante movimientos de prensión, y segundo el bosquejo de los principales músculos involucrados en el agarre, todo esto para establecer los niveles de fuerza que se aplican en los agarres más realizados. En la Figura 20 se muestra el esquema de trabajo propuesta para identificar los requerimientos de fuerza de la mano.

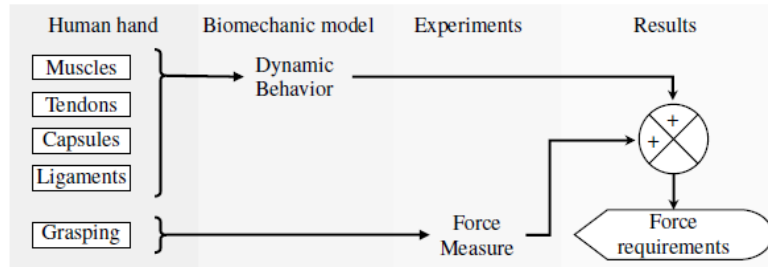


Figura 20 Modelo propuesto en (Ramirez, 2016) para identificar parámetros de fuerza

El estudio realizado en (Ramirez, 2016) nos muestra un montaje de medición de fuerza pinch y de agarre con el tratamiento de sus resultados, con el fin de revelar un rango de valores en fuerza que puede llegar a alcanzar la mano, usando un dinamómetro y ubicando un Angulo entre el brazo y el antebrazo de 90°. después de realizar el tratamiento de los datos y su análisis se llegó a los resultados expuestos en la Tabla 9, donde se trabaja un intervalo de fuerza de [4.78 N, 6.70 N]

Tabla 11 Valores de la Fuerza Humana en Pinch

Sujeto	Fuerza Pinch (N)	Desviación Estándar (N)
1	6.70	1.12
2	6.45	0.58
3	4.97	0.48
4	6.66	0.86
5	4.78	0.65

3.1.4 Estudio de la Prensión

La mano es una de las principales herramientas de los humanos y su principal función es la capacidad de prensión, facultad desarrollada a un mayor nivel de perfección gracias a la oposición del pulgar.

3.1.4.1 Sinergia

Es considerado como la extremidad efectora del cuerpo humano, además de una función sensorial importante, ya que realiza una extensa cantidad de tareas de manipulación, esto gracias a la colaboración de los múltiples sistemas que lo conforman. El sistema óseo que actúa como soporte, el sistema articular que actúa como sistema de unión y que también involucra los demás tejidos blandos como ligamentos, cartílagos y tendones, además, el sistema muscular que es aquel que genera el movimiento. Integrando estos sistemas obtenemos la gran versatilidad de la mano humana

3.1.4.2 Taxonomía y Tipos de Agarre

Según los autores de estudios anteriores mostrados en (Feix et al., 2016) y (Cutkosky, 1989), los agarres se pueden dividir en dos, agarres de precisión y de potencia, mostrados a continuación. Ambos estudios coinciden con los tipos de agarre sin embargo el estudio de la Figura 21 establece un rango de movimientos en un intervalo medio donde se involucran factores de potencia como la fuerza, pero de precisión, como la posición de la mano.

Opp:	Power					Intermediate			Precision					
	Palm	Pad				Side			Pad				Side	
VF:	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abducted		1: Large Diameter 2: Small Diameter 3: Medium Wrap 10: Power Disk 11: Power Sphere	31: Ring	28: Sphere Finger	31: Ring 28: Sphere 4-Finger Type	19: Distal Type 23: Adduction Grip			21: Tripod Variation 24: Tip Pinch	9: Palmar Pinch 14: Tripod 13: Inferior Pinch	8: Prismatic 2 Finger 14: Tripod 27: Quadpod	7: Prismatic 3 Finger 12: Precision Disk 13: Precision Sphere	6: Prismatic 4 Finger 20: Precision Tripod	20: Writing Tripod
Thumb Adducted	17: Index Finger Extension	4: Abducted Thumb 5: Light Tool 15: Fixed Hook 20: Palmar					16: Lateral 29: Stick 32: Ventral	25: Lateral Tripod					22: Parallel Extension	

Figura 21 Taxonomía de agarre de la mano de Feix (Feix et al., 2016)

En la Figura 22 se observa el modelo tradicional de Cutkosky, que nos muestra de forma simplificada la clasificación de los tipos de agarre, y muestra los más usados en la cotidianidad del ser humano.

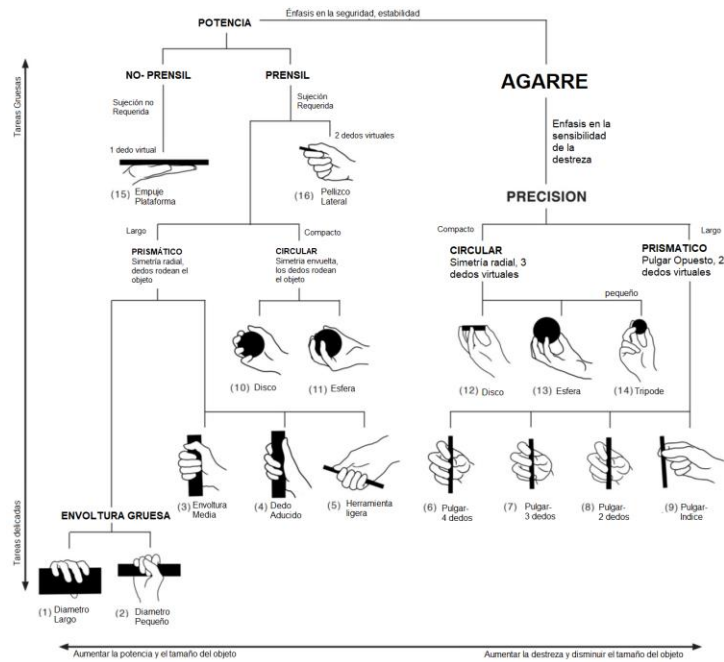


Figura 22 Taxonomía de Agarre de Cutkosky

3.1.4.3 Evaluación de Agarres

Las clasificaciones mostradas anteriormente ayudan a la categorización de los movimientos, a continuación, se muestra un consolidado de los movimientos más comunes en la mano y en los que se enfoca

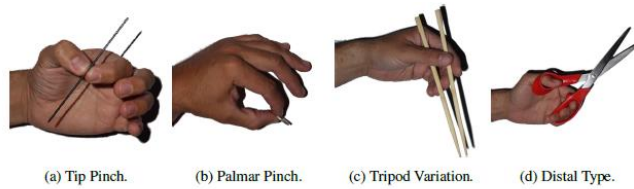


Figure 1.7: Least used grasping gestures.

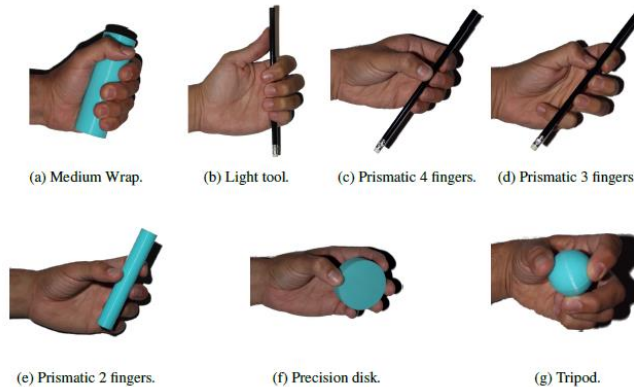


Figura 23 Gestos de Agarre más Utilizados

3.1.4.4 Influencia de los objetos

La manipulación de objetos es una de las capacidades más importantes de la mano, esto gracias a los músculos que realizan las tareas de flexión y extensión y el movimiento de los dedos. Esta configuración permite la adaptación de la mano a la forma de los objetos a manipular, ya sea de forma plana, cuadrada, en arco (transversal, longitudinal y oblicuo), circular, entre otros (Arias López, 2012).

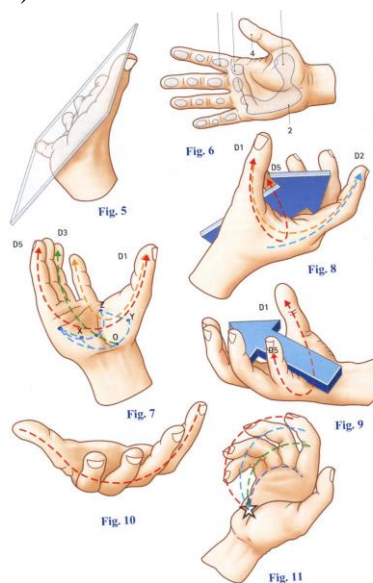


Figura 24 Posibles posturas que puede tomar la mano (Kapandji, 2006)

3.1.5 Evaluación de Discapacidades y Afectaciones

Ya que la mano es una herramienta fundamental en nuestra vida diaria y es considerada como nuestro efector final, cuando esta sufre algún tipo de problema se puede ver afectada las capacidades que posee, haciendo que todo el estilo de vida de una persona cambie, por eso es importante determinar el origen y el posible tratamiento de una patología de mano, ya que nos permite saber que debemos hacer para mejorar. El estudio de las enfermedades se puede dividir en dos grandes grupos, en afectaciones nerviosas o en el sistema musculoesquelético

3.1.5.1 Afectaciones Nerviosas

Son aquellos problemas cuyo origen se encuentra en el sistema nervioso, bien sea periférico o central, la mayoría de estas enfermedades afectan distintas partes del cuerpo humano, pero el estudio se enfoca en los daños que produce en la mano.

- ✓ Mano en Garra
- ✓ Esclerosis Múltiple

- ✓ Accidente Cerebrovascular
- ✓ Neuropatía del Nervio Radial

3.1.5.2 *Afectaciones Osteomusculares y Articulares*

Estas afectaciones son aquellas que se originan por problemas en alguno de los sistemas que conforman la mano, bien sea el óseo, articular o muscular, y su rehabilitación se enfoca en la recuperación de las habilidades motoras perdidas.

- ✓ Síndrome de Túnel del Carpo
- ✓ Artrosis de Mano
- ✓ Tendinitis
- ✓ Contractura Isquémica de Volkmann
- ✓ Contractura de Dupuytren
- ✓ Dedo en Gatillo
- ✓ Fracturas, ruptura de ligamentos o luxaciones

3.2 Musculo Humano

En el ser humano el musculo es un órgano contráctil que determina la forma y contorno del cuerpo, constituye el 40% del peso corporal, y cuya función principal es ser responsable del movimiento del cuerpo. Este cuenta con gran irrigación sanguínea y nerviosa que le permite realizar el proceso de contracción (Staugaard Jones, 2014), cada musculo se conforma de un gran número de fibras que se ubican de forma alineada como se muestra en la Figura 25, donde se observa que el elemento más básico que lo conforma es el sarcómero, hasta llegar a la estructura completa del musculo.

Existen tres tipos de músculos (Esquelético, liso y cardiaco), y para establecer los requerimientos biomecánicos el enfoque será en los músculos esqueléticos, que son aquellos que realizan el movimiento utilizando como soporte el sistema óseo.

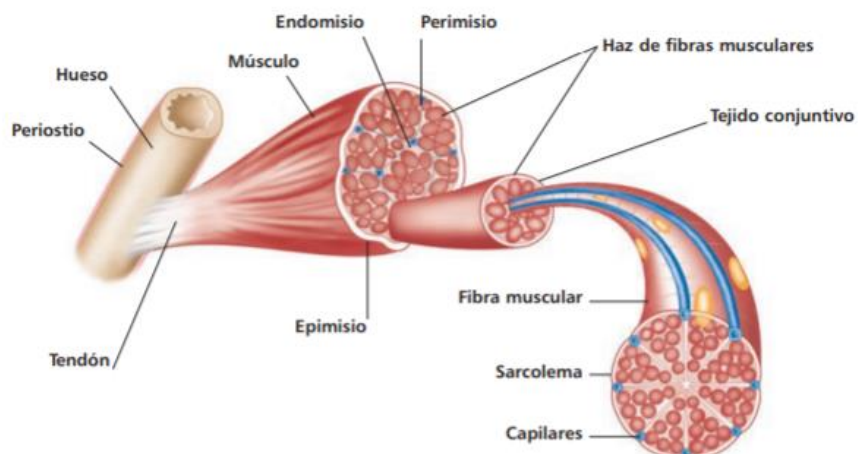


Figura 25 Sección transversal del músculo esquelético (Staugaard Jones, 2014)

3.2.1 Músculos de la mano

Los músculos que participan en los movimientos de la mano se pueden clasificar en extrínsecos e intrínsecos (Rubiano, 2016). Los músculos extrínsecos son aquellos que se ubican afuera de la mano, en el antebrazo, y que gracias a un sistema de accionamiento manejado por los tendones ayudan en el movimiento de las falanges de los dedos. Los músculos intrínsecos, son aquellos que se encuentran en la mano. Estos músculos pueden realizar tres tipos de movimientos: flexión-extensión (Tabla 12), aducción-abducción, y supinación-pronación (Kapandji, 2005).

Debido a que el movimiento que se estudiado en el desarrollo de sistemas robóticos es el de flexión y extensión, este será en enfoque en la investigación, en la Figura 26 se observa la ubicación de los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano involucrados en el movimiento.

Tabla 12 Músculos Involucrados en Flexión Extensión (Ramirez, 2016)

Ubicación	Dedo	Musculo	Abreviatura	Flexión en		
				MCP	PIP	DIP
Intrínseco	I	Aductor Largo	FPB	X		
	II	Primera Dorsal Interósea	FDI	X		
		Primera Palmar interósea	FPI	X		
		Lumbrical Inicial	IL	X		
	III	Segunda Dorsal Interósea	SDI	X		
		Tercera dorsal interósea	TDI	X		
		Lumbrical Medio	ML	X		
Extrínseco	I	Flexor Largo de los dedos	FPL	X	X	

	II-III	Flexor Profundo	FDP	X	X	X
	II-III	Flexor Superficial	FDS	X	x	

MCP: Art Metacarpofalángica PIP: Art Interfalángica Media DIP: Art Interfalángica Distal

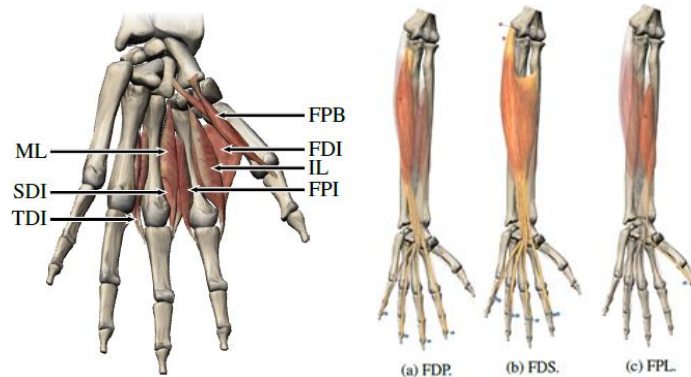


Figura 26 Músculos Intrínsecos en Flexión Extensión

Para establecer un criterio cinemático de la mano se realiza el estudio del movimiento y la fuerza de los músculos, cuyo valor máximo que puede generar se define como el producto entre el esfuerzo muscular máximo constante σ_{max} y el área transversal A_{PCSA} , que es el área de la sección trasversal del musculo ubicado de forma perpendicular a las fibras, generalmente en el punto más largo.

3.2.2 Modelos Musculares Equivalentes

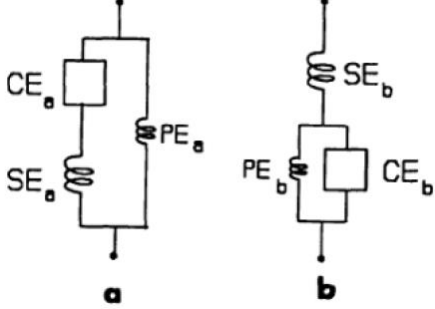
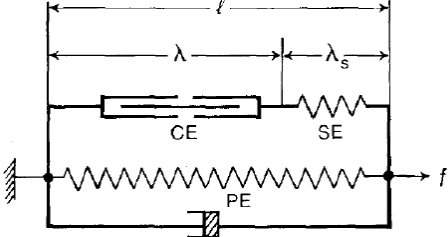
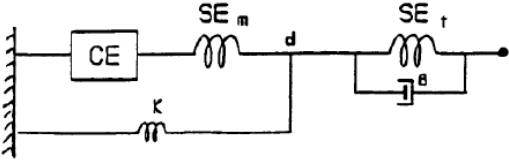
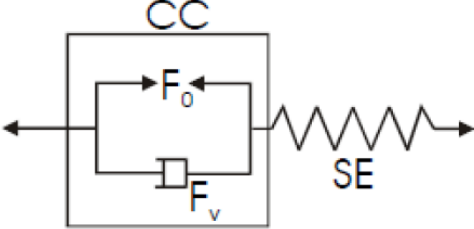
Para el desarrollo de un modelo matemático que emule el musculo humano se pueden aprovechar múltiples herramientas matemáticas, principalmente se habla de dos métodos, el modelo equivalente de Hill y el análisis por elementos finitos. Este último ha mostrado ser una gran herramienta para medir el comportamiento de los músculos en acción, sin embargo, el modelo de Hill es más adecuado para cuantificar el comportamiento del musculo realizando una comparación con elementos mecánicos (Ramirez, 2016).

El modelo de Hill consiste en un arreglo de elementos que se usan para describir el comportamiento elástico del musculo. Está compuesto por la representación de músculos en serie con el tendón, el musculo es representado por un elemento contráctil en paralelo con el elemento elástico. El tendón es considerado como el elemento viscoelástico, como resultado, el tendón es modelado como un amortiguador en paralelo con un resorte (HILL, 1950).

Algunos autores han realizado pequeñas modificaciones a este modelo original, dando lugar a nuevas representaciones del musculo, tal como se observa en la Tabla 13.

Tabla 13 Modelos Musculares Basados en Hill (Ramirez, 2016)

Autor	Elementos	Modelo
-------	-----------	--------

<p>Hill (1950) (Winters, 1990)</p>	<p>Elemento contráctil (CE), elemento en serie (SE), elemento en paralelo (PE)</p>	
<p>Hatze (1977) (Hatze, 1978)</p>	<p>Combina modelo musculo tendón con un elemento contráctil activo y controlable (CE), amortiguador pasivo en serie con el elemento elástico (SE), en pasivo, amortiguador en paralelo con el elemento elástico (PE)</p>	
<p>Winters (1990) (Winters, 1990)</p>	<p>Modelo simple estructurado con agrupado elemento viscoelástico (SE), elemento contráctil (CE) y resorte pasivo (k)</p>	
<p>Tondu and Zagal (2006) (Tondu & Zagal, 2006)</p>	<p>Elemento elástico en serie (SE) y elemento contráctil (CC), Cuando es compuesto por una fuerza contráctil interna F_0 y un componente viscoso no lineal interno F_v</p>	

<p>Perumal et al (2002) (Winters, 1990)</p>	<p>La generación de fuerza es modelada por un resorte lineal (K_p, K_s), un amortiguador (b) y un motor en serie (V)</p>	
<p>Zajac (1989) (Zajac, 1989)</p>	<p>Relación entre longitud de la fibra muscular L_m y fuerza F_m, longitud del tendón L_t y fuerza F_t y longitud del músculo-tendón L_{mt}</p>	
<p>Delp (1990) (Lee Delp, 1990)</p>	<p>Elemento contráctil activo (CE), en paralelo con elemento elástico pasivo. Las fuerzas en el musculo son representadas por F_m y en el tendón F_t</p>	
<p>Hayashibe et al (2009) (Hayashibe et al., 2009)</p>	<p>Elemento elástico en serie (SE), y elemento contráctil (CC)</p>	
<p>Pang et al (2013) (Pang et al., 2013)</p>	<p>Un par de elementos organizado en serie: elemento serial pasivo (SE) a el elemento contráctil activo (CE), Y un elemento pasivo (PE), organizado en paralelo con los dos anteriores</p>	

<p>Millard et al (2013) (Millard & Uchida, 2013)</p>	<p>El actuador de musculo tendón consiste en un elemento contráctil activo, un elemento elástico pasivo y un tendón elástico.</p>	
--	---	--

El modelo escogido es el propuesto por Zajac (Zajac, 1989), que considera que el ángulo generado en el modelo tiene influencia en la cinemática del mecanismo y en la fuerza durante el movimiento, pero en lugar de usar un elemento elástico para describir al tendón, se usa un amortiguador en paralelo, en la Figura 27 se muestra la representación, donde:

- CE = Elemento contractil
- K_{pee} = Elemento elástico paralelo del musculo
- K_{see} = Elemento elástico en serie del musculo
- K_{tee} = Elemento elástico del tendón
- b_{Tde} = Elemento amortiguador del tendón
- α_m = Angulo de Penation

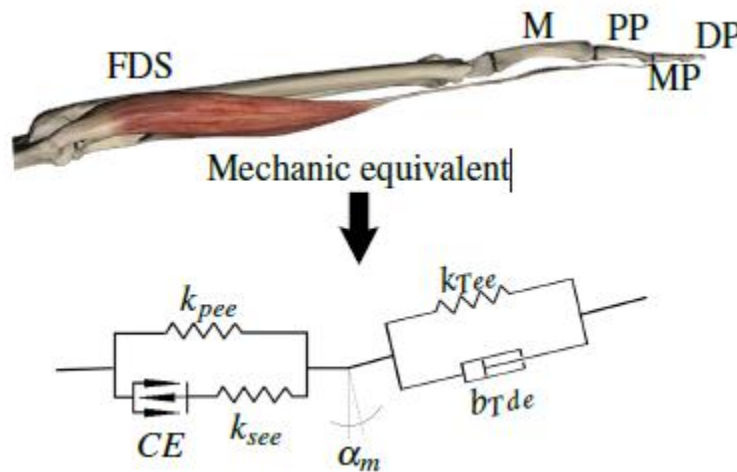


Figura 27 Modelo de Hill a trabajar (Ramirez, 2016)

El elemento contráctil es definido por las dependencias de fuerza-longitud y fuerza-velocidad, el elemento serial K_{see} y el paralelo K_{pee} son usados en denotar los efectos fisiológicos, como los efectos de la contracción. El amortiguador b_{Tde} , incluye parte del modelo del tendón, controlando las oscilaciones que pueden ocurrir al simular contracciones contra una masa, prediciendo fuerzas más reales (Haeufle et al., 2014).

3.2.3 Adquisición de Señales Musculares

Los músculos emiten un campo eléctrico debido a la acción del sistema nervioso de llevar a cabo la contracción muscular, esto genera señales eléctricas de muy baja intensidad (1-10 mV), que son altamente susceptibles al ruido, lo que puede generar inexactitudes en la medición (Sandoval et al., 2013), estas señales son llamadas EMG (Señales de Electromiografía), estas señales nos dan una idea hacer ca de la eficacia y velocidad los nervios pueden enviar la señal eléctrica.

Los nervios controlan la contracción muscular enviando señales llamadas impulsos, lo que ocasiona la reacción física del musculo.



Figura 28 Dispositivo Myo para adquisición de señales EMG (Tatarian et al., 2018)

Siguiendo la temática propuesta para el desarrollo del marco teórico se hace necesario dividir la investigación en dos: uno otro es el estudio de la biomecánica del dedo humano para la formulación de los requerimientos del actuador, que se explicó anteriormente, y otro es la profundización acerca de los materiales inteligentes y su funcionamiento, ya que este será la materia prima para la elaboración del sistema actuador

3.3 Robótica Blanda

La robótica es un campo de la ingeniería que se ha trabajado desde los años 50 y las tecnologías que se trabajan hoy en día son bastante complejas y robustas en cuanto a sistemas de control, velocidad y movimiento, sin embargo, todo este campo se encuentra bajo la suposición de juntas rígidas para su modelamiento matemático.

Los avances realizados recientemente hablan de cambiar el material con el que se conforman los robots para lograr características que no son posibles con el uso de materiales rígidos y lograr que realicen tareas más específicas y que estos robots logren un mayor nivel de interacción con el ambiente de trabajo. (Laschi & Cianchetti, 2014) Los robots blandos usan

distintos mecanismos con más destreza que los convencionales, como se puede observar en la

Figura 29, (Trivedi et al., 2008) esto hace que los procesos de control y medición de estas estructuras representen un reto mayor al regular, ya que estas estructuras pueden cambiar su posición fácilmente y en distintos lugares por lo que no se puede considerar el uso de juntas o articulaciones.

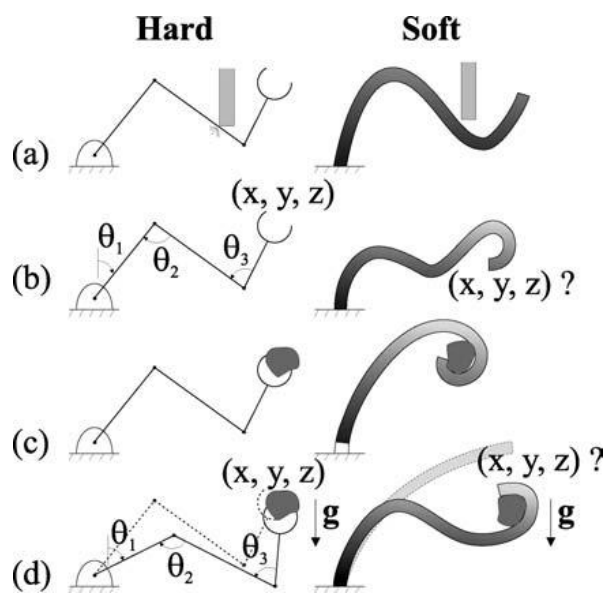


Figura 29 Capacidades Robótica Blanda a) Destreza b) Sensado Posición c) Manipulacion y d) Cargas
(Trivedi et al., 2008)

En la naturaleza se observan muchos ejemplos de estructuras que pueden ser aplicadas a un sistema robótico blando, principalmente los músculos hidrostáticos, que se encuentran en mamíferos, peces, plantas, entre otros; estructuras con mucha resistencia y fuerza. Para realizar la aplicación a un dispositivo blando es necesario entender la morfología y funcionalidad de la naturaleza.

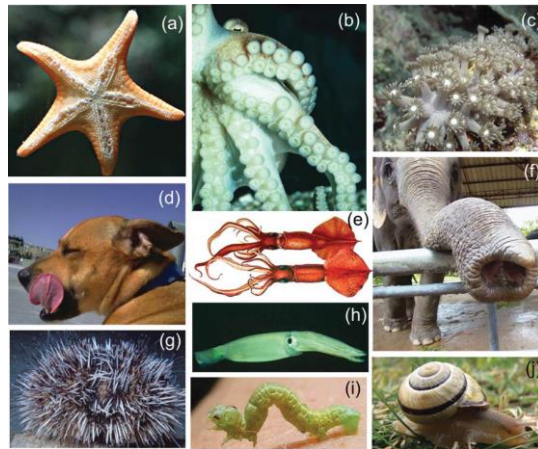


Figura 30 Ejemplos de sistemas bio-inspirados (Trivedi et al., 2008)

En octubre de 2012 se estableció el “The IEEE Robotics and Automation Society Technical Committe (CT) on Soft Robotics” donde se reunieron personas que han realizado aportes a este campo y realizaron un resumen de los campos de acción en los que la robótica blanda aparece: problemas científicos relacionados a cuerpo blandos, materiales blandos para robots, actuadores y sensores blandos, modelamiento y simulación de técnicas de cuerpos blandos, fabricación y control de cuerpos blandos, interacción interdisciplinaria entre ciencias de biología, medicina, materiales, química y otras disciplinas, y aplicaciones de robótica blanda (Nurzaman et al., 2013).

3.4 Materiales Inteligentes

Un material inteligente es un tipo de materia prima que busca mimetizar la habilidad de la naturaleza para reaccionar ante estímulos exteriores (Lopez-Garcia et al., 2003), mediante la respuesta a un estímulo exterior de manera reversible, lo que hace que sus propiedades básicas cambien, y se incluyen principios de adaptación y realimentación. Existen diversas formas de clasificar los materiales inteligentes, la más aceptada y estudiada es según su fundamentación física, piezoeléctricos, polímeros electroactivos, materiales con memoria de forma, efecto magnético, magnetostricción, halocromía, entre otros. Cada tipo de material presenta características diferentes, principalmente en cuanto a deformación y esfuerzos

(Lagoudas, 2008), valores que son fundamentales cuando se diseñan mecanismos, en la Figura 31 se puede observar una compilación de las diferencias presentadas.

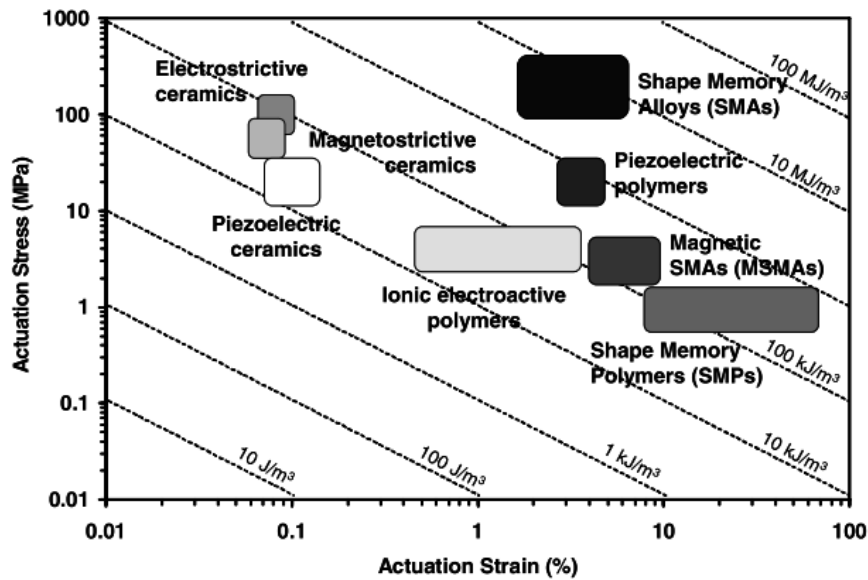


Figura 31 Rangos de actuación de algunos Materiales Inteligentes (Lagoudas, 2008)

3.4.1 Materiales Piezoeléctricos

Son materiales cuya estructura cristalina permiten convertir un potencial eléctrico en tensión mecánica, esto les permite absorber energía mecánica de su entorno y transformarla en electricidad (Ortiz & Ángeles, 2018). Este fenómeno también se puede evidenciar de forma inversa. Esto permite la expansión y compresión del material produciendo deformaciones, dentro de los materiales más comunes se tiene el cuarzo, el topacio, la sal de Rochelle, obtenidas en la naturaleza, y fabricadas sintéticamente se tiene el zirconato de plomo PZT o el fluoruro de vinilideno PVDF (Du et al., 2018), entre otros (Ministerio de ciencia e Innovación, 2010).

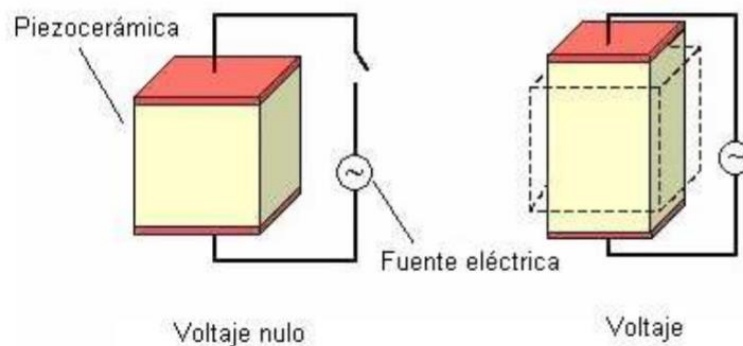


Figura 32 Esquema efecto piezoeléctrico (Ministerio de ciencia e Innovación, 2010)

3.4.2 Polímeros Electroactivos (EAP)

Los materiales electroactivos son un tipo de polímeros que reaccionan mecánicamente ante la estimulación eléctrica, constituido a partir de una lámina de un material elastómero y dieléctrico, y en cada cara otras laminas con un electrodo conductor, el material convierte una fuerza eléctrica en movimiento mecánico (Murillo et al., 2011). Entre sus principales aplicaciones se encuentra su uso como sensores y actuadores, además de ser la base de algunos modelos de músculos artificiales. Estos materiales pueden soportar una gran deformación al ser sometido a grandes fuerzas, alta resistencia a la fractura y amortiguan vibraciones. Pueden ser divididos en dos grupos: dieléctrico e iónicos (Bar Cohen, 2004).

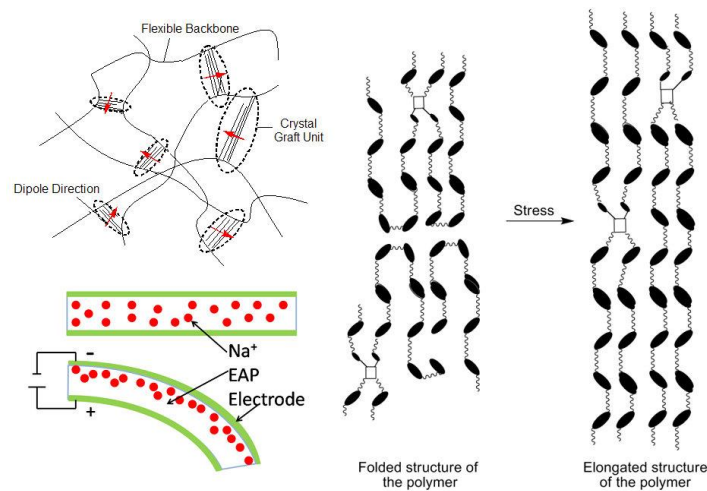


Figura 33 Polímeros Electroactivos EAP

3.4.2.1 Polímeros Electroactivos Dieléctricos

En esta clasificación se encuentran los materiales que son activados mediante la actuación de fuerzas electrostáticas, no requieren energización constante para mantenerse en la posición lograda, resisten tensiones altas y funcionan básicamente como un capacitor que hace que el polímero se comprima en espesor y se expanda en área.

- ✓ Ferroeléctricos: Polímeros polares cristalinos que mantienen la polarización eléctrica permanente, un ejemplo en el PVDF o Fluoruro de Polivinilideno (este material también se encuentra en la clasificación de los piezoeléctricos en el apartado 3.4.1) (Z. Li et al., 2019) mostrado en la Figura 34, se utilizan en transductores acústicos y actuadores electromecánicos y como sensores de calor.

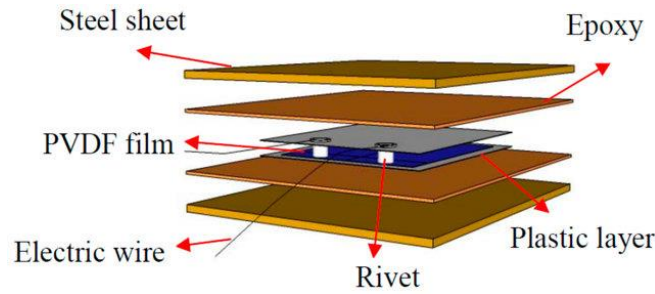


Figura 34 Material Ferroeléctrico (Du et al., 2018)

Nuevos estudios se dirigen a sus posibles aplicaciones en el cuerpo humano, específicamente en su aplicación como fotorreceptores y la posibilidad de acoplarse a células neuronales y que transmitan algún tipo de información a personas con limitaciones visuales (Chen et al., 2016)

- ✓ Electrostrictivos: Este tipo de polímeros se constituye por cadenas flexibles y ramificaciones de forma entrecruzada, formando unidades cristalinas que forman monómeros polarizados y momentos dipolares (*Polímeros Electroactivos*, 2018), cuando se aplica un potencial eléctrico se generan rotaciones en las cadenas lo que genera la deformación del material. Son usados principalmente como actuadores gracias a sus altos niveles de deformación, algunos materiales utilizados son el poliuretano y el polipropileno (Eddiai et al., 2012).

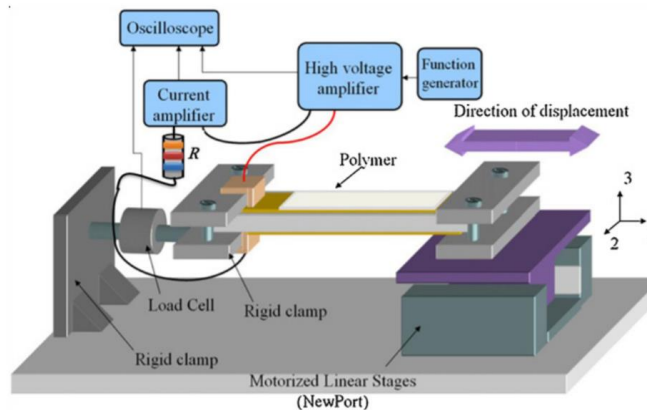


Figura 35 Configuración para experimentación polipropileno (Eddiai et al., 2012)

- ✓ Cristalinos líquidos: Material constituido por cadenas con grupos mesogénicos unidos, su creación conlleva una gran acción térmica de deformación, lo que genera unas propiedades mecánicas especiales y potencial aplicación como sistemas actuadores. Presentas propiedades de los líquidos como fluidez y viscosidad y propiedades ópticas de los cristales, se clasifican dependiendo su temperatura de deformación por calor, un ejemplo es el LCP liotrópico (poliparafenileno tereftalamida) o las pantallas de LCD (Figura 36).

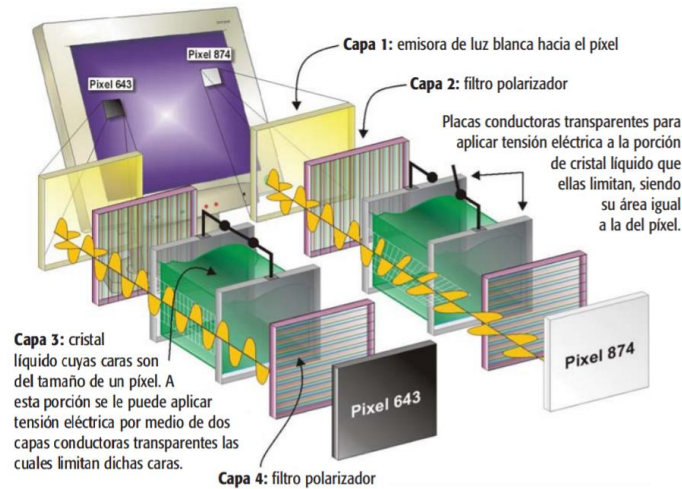


Figura 36 Capas que componen un monitor de cristal líquido monocromático (Martínez Riachi et al., 2005)

3.4.2.2 Polímeros Electroactivos Iónicos

Este tipo de polímeros son aquellos que generan su movimiento gracias al desplazamiento de iones al interior del polímero, requieren bajos niveles de voltaje para su activación, y es necesario mantener la energización para continuar el accionamiento, dentro de este se encuentran:

- ✓ Fluido reológico: Consiste en partículas en suspensión en un fluido no conductor, su viscosidad cambia con la aplicación de potencial, convirtiéndose en un material de apariencia sólida (Jadhav & Gawade, 2012), es usado principalmente en sistemas amortiguadores.

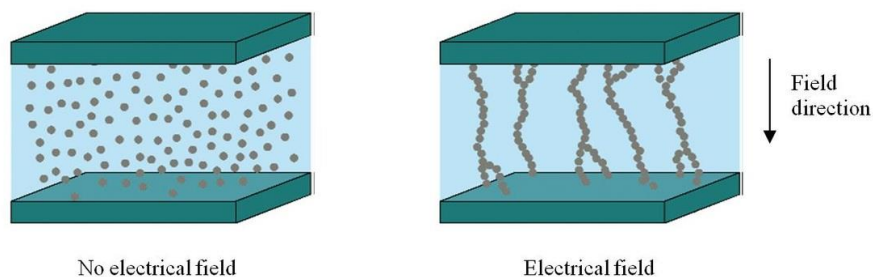


Figura 37 Comportamiento partículas según su polarización (Jadhav & Gawade, 2012)

- ✓ IPMC: El IPMC consiste en una membrana de un polímero iónico estructurado entre dos electrodos metálicos en cada cara, estos son capaces de traducir el esfuerzo en energía eléctrica y viceversa mostrando una baja impedancia, funcionan a través de la atracción electroestática, pueden ser una buena aplicación en el campo biológico,

ejemplo las fibras de colágeno compuestas por polímeros iónicos con carga neutral y de fácil adaptación (Akhtar et al., n.d.).

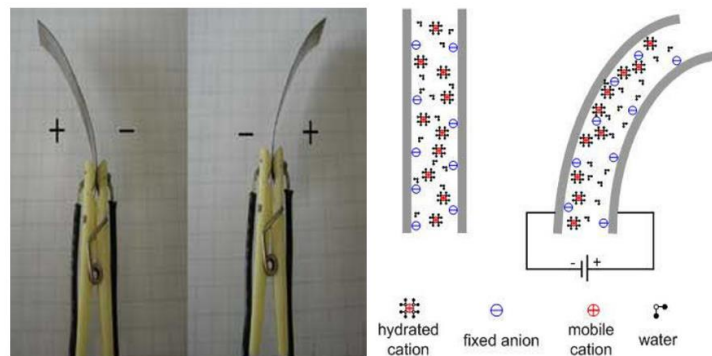


Figura 38 Comportamiento partículas según polarización IPMC (Koo et al., 2009)

- ✓ Geles sensibles al estímulo: Este material presenta propiedades de un material sólido y está constituido por redes de polímeros hinchables, cambian de forma reversible su volumen, óptica y mecánica, el hinchamiento o encogimiento se produce por variaciones de temperatura, luz, campo eléctrico o magnético (Cano Serrano & Fraile, 2008).

3.4.3 Materiales con magnetostricción

Este tipo de materiales presentan fenómenos de deformación frente a cuerpos magnéticos, estos se expanden en dirección de un campo magnético aplicado, de forma similar a un material anisotrópico, la magnetostricción es resultado de interacciones entre momentos magnéticos de una red cristalina y la longitud de un enlace elástico, este tipo de materiales se clasifican de acuerdo al valor de la constante de magnetostricción o de acuerdo al mecanismo de deformación (Hristoforou & Ktena, 2007)

3.4.4 SMA

Debido a la importancia de este material para el proyecto en desarrollo, las generalidades de este material se reflejan en la sección 3.5, donde se evidencia el comportamiento y los diferentes fenómenos que este presenta.

3.5 Aleaciones con Memoria de Forma

Las aleaciones con memoria de forma o Shape Memory Alloy (SMA) son un tipo de aleación entre metales que representa una clase de material con características particulares, tienen la habilidad de recordar su forma cuando su temperatura se eleva, en condiciones especiales el material puede absorber y disipar energía mecánica cuando se somete a cargas específicas

(Lagoudas, 2008). Posee propiedades de Superelasticidad asociadas con su capacidad de amortiguación y una extraordinaria resistencia a la fatiga. (Cismasiu, 2010). Este material permite un gran número de aplicaciones diferentes a la de un metal convencional, aplicaciones que van desde la fabricación de estructuras adaptativas con control de forma, hasta actuadores donde se puede convertir energía en trabajo mecánico (Wheeler et al., 2016), lo que hace que sus aplicaciones se encuentran en una gran variedad de sectores industriales, aeroespacial, biomédica, robótica, entre otros.

El cambio de la estructura cristalina del material de manera reversible es el que permite que ese varía su forma, este cambio se produce gracias al cambio de fases, una es la fase de alta temperatura llamada austenita (estructura cubica), y la otra en baja temperatura llamada martensita (estructura tetragonal, ortorrómbico o monocíclico) (Lagoudas, 2008).

De manera general, cuando el material es calentado, normalmente por medio de una corriente eléctrica en el alambre, la martensita se transforma en austenita y la fibra se contrae. Un enfriamiento posterior convierte de nuevo la austenita en martensita y las tensiones internas hacen que el material vuelva a una forma original. Sin embargo, existen otros fenómenos que producen la memoria de forma que serán detallados más adelante.

El ciclo de cambio de fase de austenita a martensita y viceversa viene caracterizados por unos puntos de finalización de cada proceso (Moreno et al., 2009), conocidos como:

- ✓ A_s = Comienzo de conversión a Austenita
- ✓ A_f = Finalización de conversión a Austenita
- ✓ M_s = Comienzo de conversión a Martensita
- ✓ M_f = Finalización de conversión a Martensita

El fenómeno principal es el cambio entre fases de martensita y austenita, donde se evidencian los cuatro puntos mencionados, en la Figura 39 se muestra la estructura cristalina sin cargas adicionales y como pasa por los diferentes puntos de cada fase. Inicialmente se encuentra la fase de austenita sin carga, cuando comienza la transformación, parte en el punto de inicio de temperatura en martensita M_s , y completa su transformación en el punto de finalización de temperatura en martensita M_f , en este punto ya ha completado la transformación del material. Se puede observar el fenómeno de reversa cuando el material es sometido a calor, iniciando con el punto de inicio de temperatura en austenita A_s y culminando en el punto de finalización de temperatura en austenita A_f (Lagoudas, 2008).

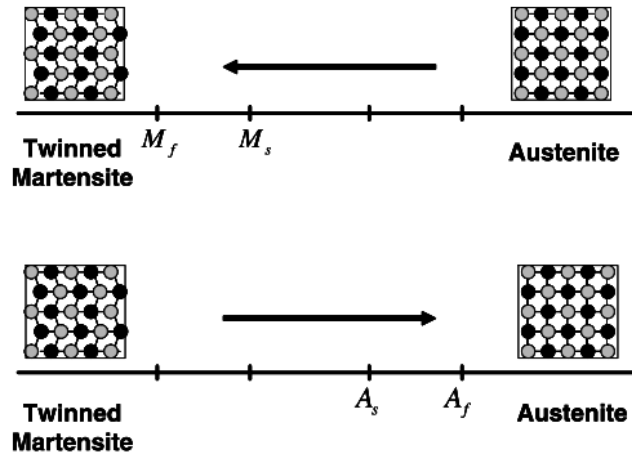


Figura 39 Cambio de Fase Austenita Martensita (Lagoudas, 2008)

Otro fenómeno que puede presentar el material es el observado en la Figura 40 (a), conocido como Efecto de memoria de forma cuando se aplica una carga en el material cuando se encuentra en fase de martensita desplegada (detwinned), cambiando la estructura cristalina del material, que resulta en cambios en la forma del material de forma definitiva, aun después de retirada la carga. Posteriormente si se somete el material a altas temperaturas superando el punto A_f se observa una transformación inversa Figura 40 (b), y se puede lograr una recuperación de la forma original, finalmente cuando se disminuye la temperatura pasando el punto M_f no se observan cambios en la forma.

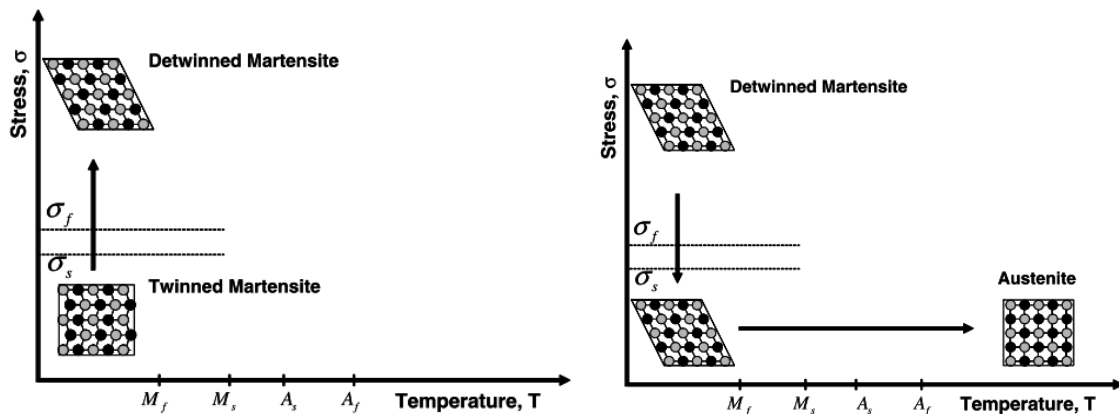


Figura 40 Esquema efecto de memoria de forma. a) Aplicación Esfuerzo b) Calentamiento posterior (Lagoudas, 2008)

Para que el efecto descrito anteriormente suceda, es necesario considerar el esfuerzo requerido en la carga aplicada, existen dos puntos que lo limitan inferior y superiormente, si se superan estos valores el material no lograra un cambio de fase satisfactorio, se tiene el punto de inicio de desacoplamiento de esfuerzos σ_s que especifica el esfuerzo mínimo requerido para iniciar el proceso de reorientación y el punto de finalización de

desacoplamiento de esfuerzos σ_f , que corresponde al valor máximo permitido por el material (Lagoudas, 2008).

En la Figura 41 se observa el proceso de transformación de austenita a martensita y viceversa, evidenciando un comportamiento diferente en su inicio y en su regreso, esto debido a la histéresis de transformación, esto se puede asociar a movimientos en las fronteras a nivel microscópico, se caracteriza por el ancho de histéresis o en la diferencia en los picos de martensita y austenita de cada ciclo (Flor López, 2005).

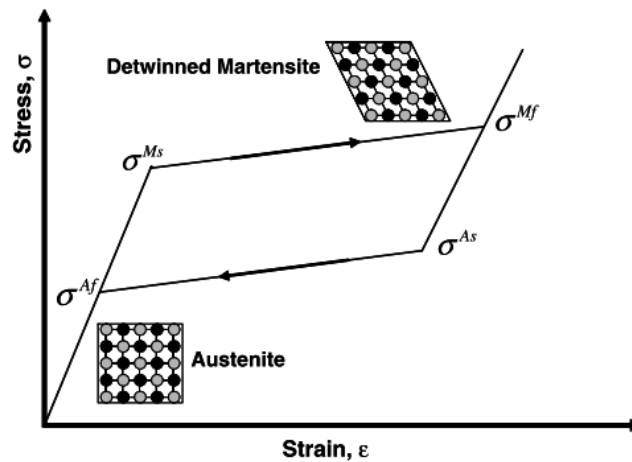


Figura 41 Grafico Esfuerzo-Deformación (Lagoudas, 2008)

Otro fenómeno por observar sucede cuando el material se encuentra en fase de austenita y es sometido a una carga mecánica mayor a σ_s este pasa a una fase de martensita desplegada (detwinned), generando deformación visible; recalentando el material puede volver a su forma original, esta transformación está enmarcada por ciertos rangos de temperatura, en la Figura 42 muestra el rango de temperaturas y de esfuerzos donde este fenómeno es posible, este fenómeno es conocido como Superelasticidad, existe una equivalencia entre la temperatura y la tensión: una disminución de la temperatura es equivalente al crecimiento de la tensión estabilizando la fase de martensita.

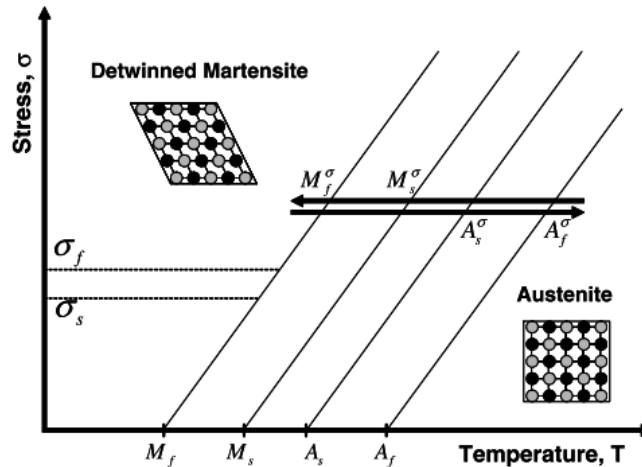


Figura 42 Fases de transformación por temperatura en presencia de carga (Lagoudas, 2008)

Según la Figura 42 la Superelasticidad aparece cuando el material es deformado por encima de A_s pero debajo de M_f , dentro de este rango, la martensita se hace estable con aplicación de tensión, pero se vuelve inestable cuando la tensión se elimina. (Flor López, 2005). También se habla de comportamiento pseudoelástico cuando la deformación recuperada después del calentamiento es parcial o comportamiento superelástico cuando la deformación recuperada es total.

Explicando los principales comportamientos del material, de forma compilada se muestra la relación esfuerzo-deformación, siempre contemplando en función de la temperatura, como se observa en la Figura 43, donde se observan los fenómenos en distinto color: el color amarillo representa el caso de un metal convencional que se tensiona hasta la rotura, sin considerar variaciones en la temperatura, mostrando una zona elástica seguida de la zona plástica; en la curva de color rojo representa el fenómeno de la Superelasticidad, donde la temperatura se encuentra arriba de A_f al aplicar esfuerzos, y después de una zona elástica, una aparente zona plástica, y al retirar el esfuerzo el material vuelve a su forma original sin necesidad de realizar variación de temperatura; por último la gráfica azul muestra el efecto principal de memoria de forma, donde la tensión causa la deformación aparentemente plástica que es recuperada al calentar el material.

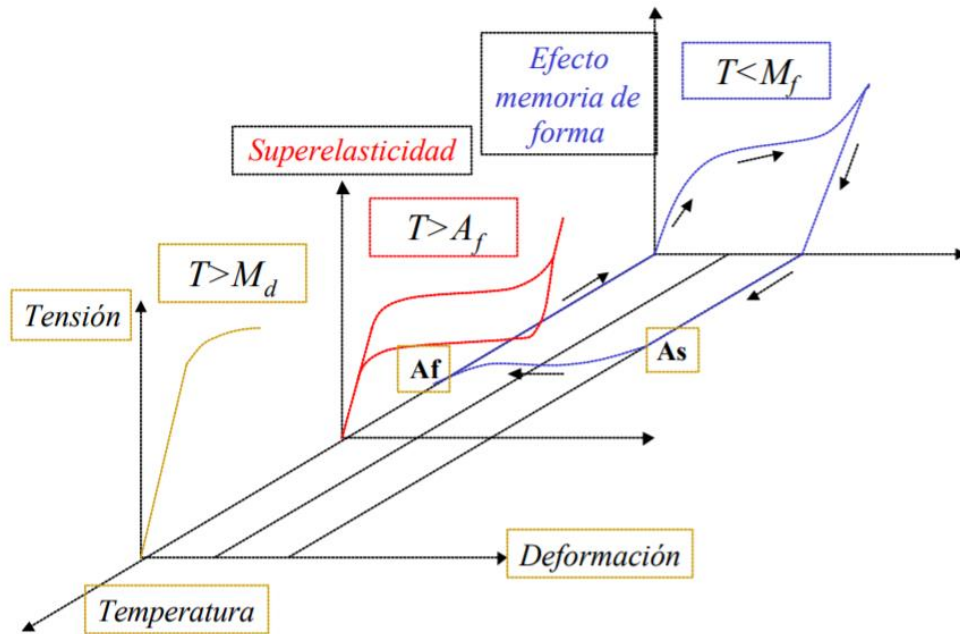


Figura 43 Diagrama tensión deformación temperatura con sus fenomenos (Flor López, 2005)

4 Desarrollo Metodológico y Experimental

El proceso de desarrollo metodológico incluye una parte exploratoria agrupa la información necesaria para comprender e implementar un musculo artificial, el estudio parte de una guía de trabajo que se muestra en la Figura 44. Basado en la anterior imagen este capítulo está dedicado a explorar el desarrollo metodológico de la investigación, el cual parte de una sección exploratoria que busca recopilar información que permita contextualizar y entender los conceptos que enmarcan la investigación; posteriormente el desarrollo que explica a detalle la comparación y el proceso de selección del material trabajado, que es explicado a detalle, y a partir de este la propuesta de un modelo matemático que ayude a comprender su comportamiento y permita comprobar su funcionamiento, gracias a la ayuda de un software de simulación.

El capítulo orientado a sintetizar el estado del arte y el marco teórico es el tercer capítulo del libro y a su vez los resultados y su análisis se observan en el capítulo quinto.



Figura 44 Guía Metodología

Consecuentemente la metodología propuesta se basa en varias secciones, las cuales están orientadas a recopilar la información necesaria para construir el modelo de un musculo artificial, las cuales son:

- ✓ Especificación requerimientos mano humana
- ✓ Comparación Materiales
- ✓ Selección del Material
- ✓ Diseño del Actuador
- ✓ Modelo Constitutivo
- ✓ Diseño del Mecanismo

4.1 Requerimientos Mano Humana

Anteriormente se estableció en el marco teórico el funcionamiento de la mano humana, como se genera su movimiento, y cuáles son los músculos involucrados en estas actividades, además se estableció el modelo mecánico que emula el comportamiento del musculo y que será aplicado para la creación de un musculo artificial.

Según la información recopilada en la sección 3.2.1 los músculos extrínsecos son los que ayudan a generar el movimiento de las falanges de los dedos, el enfoque del diseño será el movimiento de flexión-extensión donde el musculo Flexor Profundo ayuda a generar la movilidad.

El modelo mecánico que explica el comportamiento de un musculo esta descrito en la sección 3.2.2 y en él se describe que, para imitar su comportamiento se debe tener en cuenta elementos elásticos en serie y en paralelo, adicionalmente un elemento contráctil que ayude en el proceso de contracción del musculo.

La selección del material se basa en el experimento realizado en (Ramirez et al., 2017) y la información de (Astin, 1999) los cuales se busca establecer los parámetros requeridos para el musculo artificial.

Como el tipo de material seleccionado es de características especiales y denominado “inteligente” los factores a considerar principalmente son: la fuerza que entregue el actuador f_a , deformación activa ε que el material soporte y frecuencia ω_n de operación. Como se busca imitar las capacidades del musculo humano, se establecen los niveles que la mano humana soporta y su actuación regular.

Los parámetros a tener en cuenta son la fuerza (sección 3.1.3) y el tiempo de asentamiento de la fuerza de un dedo humano, a partir de estos, se puede obtener la información restante para su aplicación en un musculo artificial, y este a su vez en una posible prótesis de dedo robótico.

La fuerza que se cuantifica para este caso es la denominada Fuerza Pinch, la cual se obtiene al realizar un agarre de precisión denominando “Palmar Pinch” y hacer presión con los dedos número 1 y 2 (pulgar e índice), como se observa en la Figura 45.



Figura 45 Agarre de Precisión y Fuerza Pinch (Feix et al., 2016)

Para obtener estos rangos, (Ramirez, 2016) realizo un experimento de prueba de fuerza, donde recolecto la información de un grupo de sujetos sanos, solicitándole que aplicaran el mayor nivel de fuerza posible utilizando un dinamómetro de mano. El resumen de la información recolectada se evidencia en la Tabla 14, donde se establece que el intervalo de fuerza a trabajar se encuentra entre $[4.78N, 6.70N]$.

Tabla 14 Valores Fuerza Pinch en Humanos

Sujeto	Fuerza Pinch	Desviación Estándar
1	6.7	1.12
2	6.45	0.58
3	4.97	0.48
4	6.66	0.86
5	4.78	0.65

El segundo parámetro por identificar es el tiempo de asentamiento de la fuerza, representa el comportamiento de la fuerza durante el periodo de tiempo donde se ejecuta la presión. La prueba de fuerza se ejecuta durante 5 segundos, en este proceso se genera un estado transiente, desde el punto inicial hasta que se estabiliza la presión del dedo, esta zona en particular se conoce como el tiempo de asentamiento, y se define como el tiempo que requiere el sistema para estabilizar su amplitud, manteniendo un margen del 2%; presenta un comportamiento exponencial, descrito como $A(1 - e^{t/\tau})$, siendo A la amplitud de la señal, es decir, la fuerza; t es el tiempo y τ es tiempo constante.

Según el experimento realizado en (Ramirez, 2016) y mostrado en la Figura 46 se observa que el rango de tiempo se encuentra en $0.18s < t_s < 0.45s$, como presenta un comportamiento de primer orden su frecuencia se calcula como $\omega = 4/t_s$, por lo que al final se tiene el intervalo en frecuencia de $[8.89Hz, 22.2Hz]$

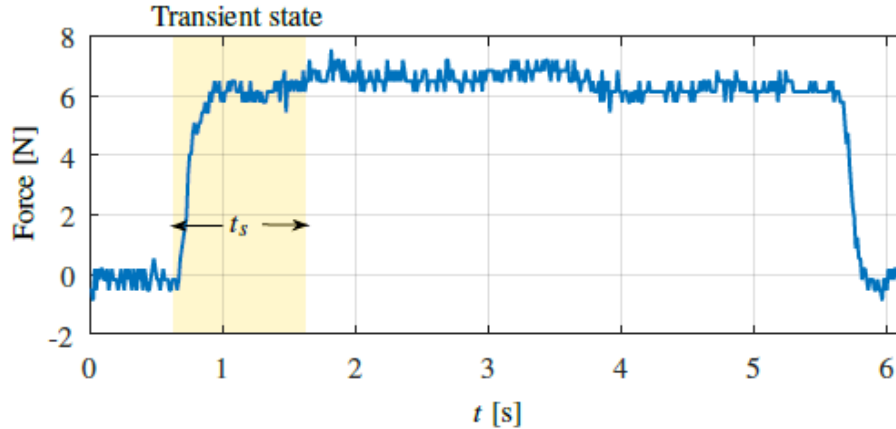


Figura 46 Medición Tiempo de Establecimiento (Ramirez, 2016)

La información anteriormente recopilada corresponde a parámetros de funcionamiento de un musculo humano cuando el dedo realiza el proceso de doblado “Bending”, y cuya información se encuentra recopilada en la Tabla 15

Tabla 15 Compilación Requerimientos Musculo

Parámetro	Valor
Fuerza	[4.78N, 6.70N].
Frecuencia	[8.89Hz, 22.2Hz]
Tiempo Establecimiento	$0.18s < t_s < 0.45s$

4.2 Comparación Materiales

Para el diseño del musculo es necesario realizar la búsqueda del material con el que será construido, para esto se selecciona un grupo de materiales inteligentes candidatos a ser seleccionados para construir el músculo.

Los tipos de materiales inteligentes que pueden ser candidatos a musculo artificial son:

- ✓ IPMC (Vokoun et al., 2015)
- ✓ Gel Electroactivo (Bassil et al., 2008) (Kim et al., 1999)
- ✓ CP (Polímero Conductivo)(Noh et al., 2002)
- ✓ PC (Cerámica Piezoeléctrica) (Wang et al., 1999) Ej., PZT
- ✓ Fluido Reológico
- ✓ EAP (Polímero Electroactivo Eléctrico)

Para analizar el comportamiento del cada material se realiza una tabla comparativa con parámetros como frecuencia, deformación activa, fuerza, rigidez y voltaje necesario (Tabla 16), con el fin de seleccionar el que mejor se adapte a las condiciones de trabajo necesarias

Tabla 16 Características principales de los materiales inteligentes (Ramirez, 2016)

Material	Frecuencia (Hz)	Def Activa (%)	Fuerza (N)	Rigidez (MPa)	Voltaje (V)	Ref.
IPMC	[0.6,10]	[10,60]	[0.001,0,1]	[10,50]	[0,5]	(K. Jung et al., 2003)
Gel	[0,0.2]	[0,50]	[0.001,6]	[0.001,0.04]	[0,21]	(Bassil et al., 2008)
CP	[0.01,1]	[0,60]	[0,2E-9]	[80,440]	1	(Alici et al., 2006)
PC	[100, 600]	[0,002,1.5]	0.25	210E3	[30,220]	(Wang et al., 1999)
F Reológico	[25,100]	[1.8,1.9]	[0.5,3]	[100E3,650E3]	[3E3,120E3]	(Kumar & Ranganatha, 2013)
EAP Eléctrico	[1,4]	[10,200]	[0,0.4]	[20E-6,120E-6]	[0,6E3]	(Bar Cohen, 2004)
SMA	[0.23,22.2]	[3,110]	[0.032,34.9]	103	[1.72, 6.41]	(Dynalloy, 2015)

Observando las características de cada material se pueden descartar varios debido a algunos valores con los cuales no podemos trabajar. Por ejemplo, las cerámicas piezoeléctricas, los fluidos reológicos y los polímeros electroactivos requieren voltaje de activación bastante elevados y muy difíciles de cumplir con las condiciones que tenemos, otros materiales como los geles y polímeros electroactivos presentan niveles de fuerza que no alcanzan a suplir la necesidad de un musculo al ser pequeños. Además, podemos deducir que:

- ✓ Lo materiales que cumplen los requerimientos en cuanto a deformación son: el IPMC, el CP, el EAP eléctrico y el SMA.
- ✓ En el valor de frecuencia está el IPMC, el PC, el fluido reológico y el filamento de SMA
- ✓ Para ejercer la fuerza necesaria para realizar la fuerza de pinza de los dedos de la mano solo cumplen el criterio los geles electrolíticos y el SMA

Existen otros factores que influyen en la decisión y pueden ser determinantes en el material a seleccionar, por ejemplo, el valor de voltaje necesario para la activación de cada material, este valor no se encuentra estipulado en los requerimientos, pero teniendo en cuenta que ciertos materiales son más fáciles de energizar y trabajar con las instalaciones con las que se cuentan para la investigación, se realiza la selección de los materiales que mejor se adaptan al criterio. Teniendo en cuenta lo anterior los mejores materiales son el IPMC y el SMA.

Gracias a la comparación realizada anteriormente se puede deducir que los materiales que mejor se adaptan a las necesidades son el IPMC y el SMA, sin embargo, el IPMC presenta un nivel de fuerza por abajo del rango necesario, además, el manejo de este material requiere instalaciones específicas para su implementación, con la que no se cuenta para el desarrollo

de esta investigación. Por estos motivos el SMA es el material seleccionado para la construcción del musculo artificial

4.3 Análisis y Selección del Material

Como se explicó anteriormente, las aleaciones con memoria de forma son un tipo de material inteligente que se caracteriza por tener características mecánicas que hacen posible su aplicación en la construcción del musculo artificial, como lo es el efecto de memoria de forma, explicado en el capítulo tres.

4.3.1 Análisis Material

Basados en este estudio, se habla de que existe gran variedad en las aleaciones que presentan este comportamiento, sin embargo, el 90% de las aleaciones se componen de Níquel y Titanio, y lo que cambia en su estructura cristalina es la incorporación de elementos como Aluminio, Cobre, Zinc, entre otros (Flor López, 2005; Lopez Ferreño, 2015).

Estas variaciones se realizan con el fin de obtener mejoras en características mecánicas y de trabajo del material, también en las aplicaciones en las que serán implementadas; la característica que más influye es la temperatura de transformación de martensita a austenita ya que si se trabaja con temperaturas bajas, el material se puede reprogramar de forma espontánea sin control alguno, o por el contrario, si se tiene una temperatura de transformación muy elevada, su montaje y control puede tornarse bastante completo, otra característica que varía es el porcentaje de deformación máximo, en las aleaciones más utilizadas que son Ni Ti se puede lograr deformaciones de hasta el 8% dependiendo del tipo de aleación y composición exacta. En la Tabla 17 tomada de (Flor López, 2005), se pueden observar algunos ejemplos.

Tabla 17 Composición de Algunas Aleaciones (Flor López, 2005),

Aleación	Composición	Rango Temp °C	Histéresis °C
Ag-Cd	44/49 a %Cd	-190 a -50	15
Au-Cd	46.5/50 a %Cd	30 a 100	15
Cu-Al-Ni	14/14.5 a %Al 3/4.5 a %Ni	-140 a 100	35
Cu-Sn	15 a% Sn	-120 a 30	10
Cu-Zn	38.5/41.5 a %Zn	-180 a -10	
In-Ti	18/23 a %Ti	60 a 100	4
Ni-Al	36/38 a %Ti	-180 a 110	10
Ni-Ti	49/51 a % Ni	-50 a 110	30
Fe-Pt	25 a %Pt	-130	4

Mn-Cu	5/35 a %Cu	-250 a 180	24
Fe-Mn-Si	32 a %Mn 6 a %Si	-200 a 150	100

Teniendo estos valores en comparación y también considerando la accesibilidad en el mercado, la aleación escogida es la compuesta por Ni Ti o llamada Nitinol, la cual presenta variaciones dependiendo la forma de su construcción y sus posibles aplicaciones

4.3.2 Selección SMA

De forma más detallada el material seleccionado se conoce como Dynalloy Flexinol® HT 90, según su manual técnico (Dynalloy, 2015) el movimiento que realiza el cable ya está predeterminado y se determina según el nivel de temperatura al que este sea sometido, además si durante su proceso de enfriado este se realiza de manera lenta produce que la deformación sea menor. También especifica que según la configuración con la que se acompañe, este material puede lograr mayores deformaciones y con esto mayor rango de movimiento. Según la Figura 47 existen tres posibles configuraciones que permiten diferentes porcentajes máximos de deformación, el escogido es el primero, donde se diseña en conjunto a un resorte en serie que permite una deformación de aproximadamente 3% según el fabricante.

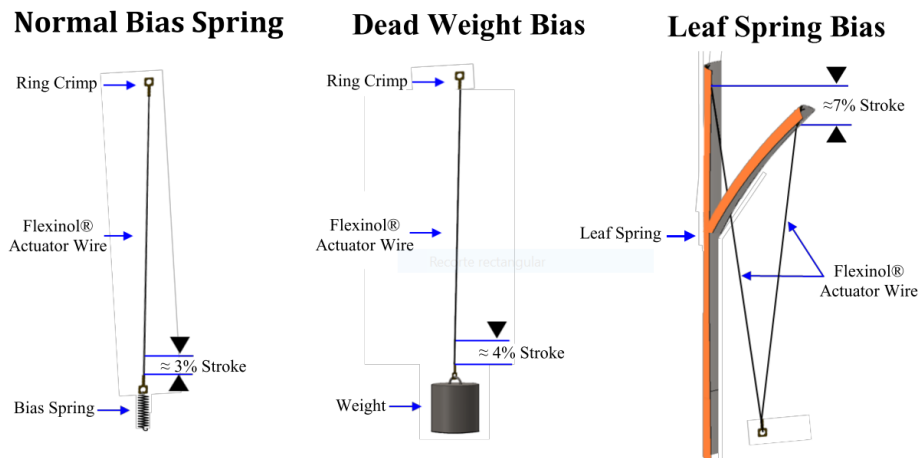


Figura 47 Diferentes configuraciones compatibles del material (Dynalloy, 2015)

Según el fabricante el material presenta las siguientes características:

Tabla 18 Características Material Seleccionado (Dynalloy, 2015)

Característica	Valor
Diámetro [mm]	0.38
Resistencia [ohm/m]	8,3

Fuerza de Tracción [g]	2004
F deformación en enfriamiento [g]	802
Corriente para 1s de contracción [mA]	2250
Tiempo enfriamiento 70 C en LT [s]	10.5
Tiempo enfriamiento 90 C en HT [s]	8.8

LH= Low Temperature-HT= High Temperature

Este material es duro y anticorrosivo y para realizar su conexión tanto a un sistema mecánico como uno eléctrico se pueden utilizar implementos conductores y materiales que soporten los niveles de temperatura a los que será expuesto también deben ser elementos no conductores para que la electricidad aportada no se desvíe. Al momento de trabajar el material es necesario tener precaución de no reprogramarlo, esto puede suceder de varias formas, una si se superan los límites de temperatura establecidos, o si se aplican tensiones superiores a las permitidas por el material (103 MPa), también es probable que se observe este fenómeno si se superan los 100000 ciclos y la deformación puede ser del 1%, por lo que el protocolo de manejo del material en el experimento debe estar bien definido para evitar este problema.

Analógicamente a un musculo real este material puede presentar fatiga si se usa de forma continua generando estrés, lo que hace que las tensiones que proporciona varíen a lo estipulado, para superar este problema se podrían crear pruebas de ciclo de vida que permitiría entender al material y conocer cuál es su capacidad máxima

4.4 Diseño Actuador

En la sección 4.1 se muestran las características esenciales de un musculo humano que resultan necesarias para generar un actuador análogo, sin embargo, para iniciar la construcción del actuador es necesario establecer otro parámetro necesario antes de continuar, se trata de los rangos de torque que el actuador debe manejar.

El cálculo de este rango se basa en los niveles de fuerza ya mencionados en la Tabla 15 con los rangos de [4.78N, 6.70N], y mediante la aplicación de un modelo dinámico propuesto por (Ramirez, 2016), presenta un resultado de [124.7Nmm, 175.8Nmm].

Aplicando el modelo seleccionado en el capítulo anterior (Zajac, 1989), para la construcción del musculo artificial es necesario realizar un sistema actuador que cumpla el modelo mecánico de Hill (Figura 27), proporcionando elementos elásticos en paralelo, y cuya implementación incluya el uso del SMA Flexinol, material descrito anteriormente.

El diseño inicial mostrado en la Figura 48 considera que el musculo se compone del alambre de SMA sujeto a los extremos de dos poleas y a un sistema de resorte que por efectos de

diseño será reemplazado por un segundo alambre de SMA, el cual será sostenido por las mismas poleas, que ayudaran a restablecer su forma original al realizar oposición al movimiento del primer alambre (es reemplazado para trabajar con el mismo módulo de elasticidad en los cálculos).

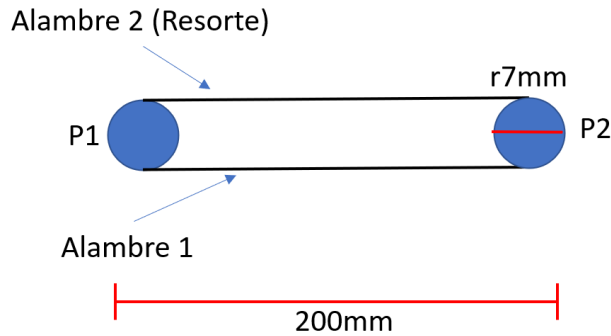


Figura 48 Formulación Sistemas Poleas

Para establecer la relación matemática del material es necesario establecer que: i) según la información dada por el documento técnico del material, este tiene una deformación máxima ϵ^{max} de 4.55% como se observa en la Figura 49; ii) en la configuración final del musculo que se mostrara más adelante, se establece que la rotación total del mecanismo es de 90°, dividiéndose según el número de poleas y alambres que sean usados. Para este caso se considera una deflexión de 60% (He et al., 2011) iii) para efectos de diseño todas las poleas que sea requeridas tendrán una dimensión común de radio 7mm, y longitud del alambre de 200mm (Figura 48).

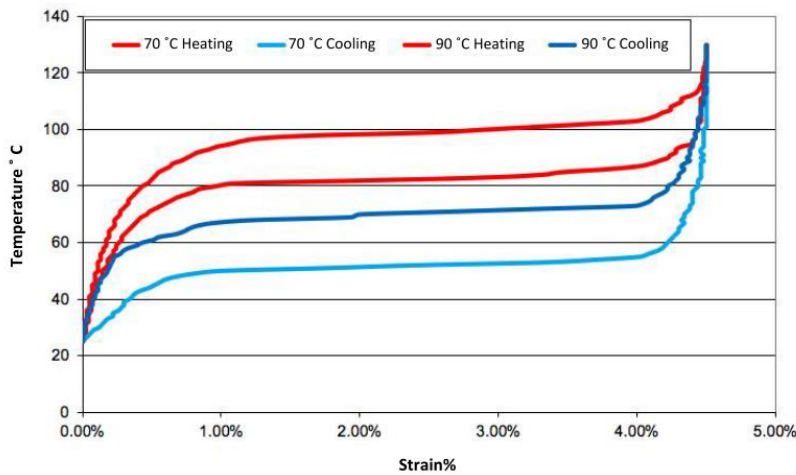


Figura 49 Gráfico Temperatura vs Deformación (Dynalloy, 2015)

Con esta información podemos calcular la elongación del cable (Ecuación 1), siendo l la longitud del alambre.

$$\Delta l = 0.045l \quad (1)$$

La diferencia de longitud del cable tiene relación con el radio de la polea trabajada r y la rotación requerida θ , mediante la relación:

$$\Delta l = \theta r / 0.045 \quad (2)$$

Considerando la longitud del alambre como $l = 200\text{mm}$ se obtiene la variación de la longitud de $\Delta l = 10\text{mm}$. Con el radio de la polea y el torque máximo $C = 124.7\text{Nmm}$ se calcula el valor de la fuerza que lograra generar:

$$f_a = C / r = 19.63\text{N} \quad (3)$$

Este valor de fuerza corresponde al efecto de deflexión del material que será la oposición al valor de fuerza que se estableció en capítulos anteriores (sección 4.1) correspondientes al análogo a un musculo real, en la Tabla 19 se muestra el resumen de los parámetros del musculo artificial.

Tabla 19 Resumen requerimientos musculo artificial

Parámetro	Extensión	Deflexión
Deformación Activa [%]	5.5	60
Frecuencia [Hz]	[8.89,22.2]	
Fuerza [N]	[17.81, 25.11]	[4.8, 6.74]

Según el documento técnico del material (Dynalloy, 2015) la sección transversal del material que mejor se ajusta es la de diámetro 0.38mm. Para la activación del material la corriente aplicada es $I=2,25\text{A}$ con una resistencia de $R=1,66\Omega$ con un voltaje de entrada de aproximadamente $V=3.72\text{V}$.

Con la selección del SMA como materia prima para la construcción del musculo artificial, en el literal anterior se comprobó que el material cumple con requerimientos para el diseño del actuador. Para confirmarlo se compara la información obtenida mediante los cálculos y requerimientos del musculo (Ramirez et al., 2017) con las especificaciones del material (Tabla 20).

Tabla 20 Comparación Musculo humano y características actuador (Ramirez, 2016)

Parámetro	Requerimientos Musculo	Actuador SMA
		R=6mm F=20.04N l=200mm
Rotación θ [rad]	$\pi/2$	$\pi/2$
Torque τ [Nmm]	[124,7-175,8]	127.3
Frecuencia ω [Hz]	[8,89-22,2]	13.02

Con la obtención de estos parámetros se puede realizar la formulación de la función de transferencia del comportamiento normalizado de la deformación del material respecto a su temperatura, datos obtenidos en el experimento realizado por (Ramirez et al., 2017), cuyos resultados se pueden evidenciar en la Figura 50.

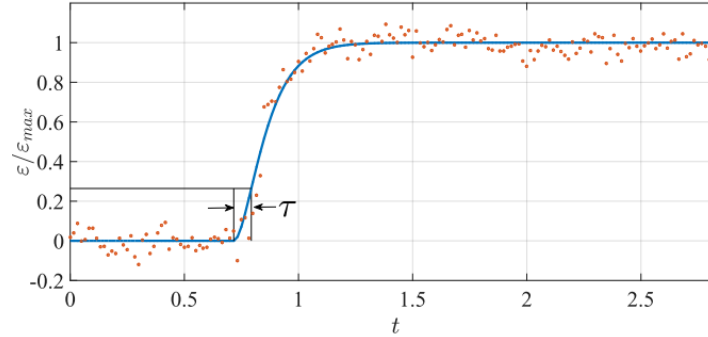


Figura 50 Datos recopilados en el experimento de (Ramirez et al., 2017)

Según la gráfica se puede formular una función de transferencia de segundo orden con respuesta críticamente amortiguada (Ecuación (4)), cuya entrada corriente normalizada y salida es la deformación normalizada, así:

$$\frac{\varepsilon_n(s)}{i_n(s)} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\omega_n\zeta s + \omega_n^2} \quad (4)$$

Para normalizar nuestros datos de entrada y salida, se dividen por el valor máximo, así:

$$\varepsilon_n(s) = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_{max}} \quad \& \quad i_n(s) = \frac{i}{2.25} \quad (5)$$

Con la anterior información y buscando un modelo críticamente amortiguado los autores (Ramirez et al., 2017) , generan la siguiente función de transferencia

$$\varepsilon_n(s) = \frac{169.5}{s^2 + 26.04s + 169.5} \quad (6)$$

En el diseño de un musculo artificial se propone un sistema actuador basado en SMA que genere los niveles de deformación necesarios para que un sistema de poleas gire 90°; para lograrlo se realiza la caracterización del material que nos dé como resultado unos datos de diseño, principalmente información de los niveles de deformación y esfuerzo del material, iniciando con datos del tamaño de la polea y la longitud del alambre,

Esta información fue comprobada y se muestra el diagrama de deformación máxima generada mediante una función de transferencia (Figura 51), ahí muestra la forma como debe reaccionar el sistema actuador respecto al nivel de deformación del sistema de forma nominal. Con esta información se puede proceder a la formulación del sistema actuador.

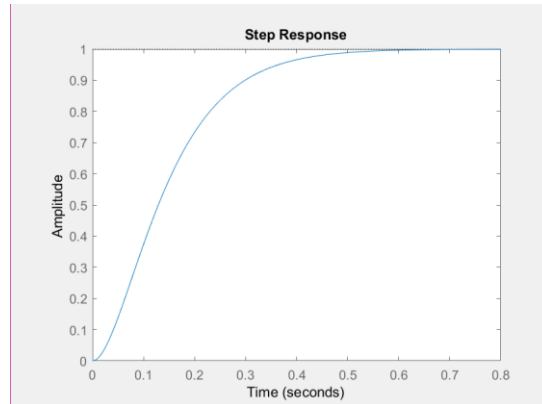


Figura 51 Simulación Función de Transferencia (Ramirez, 2016)

El sistema actuador formulado consiste en una polea sujeta a dos alambres de Nitinol SMA y estos en su otro extremo se encuentran fijado a una superficie o a otra polea, según sea su ubicación en el mecanismo. La configuración inicial del sistema consiste en ubicar uno de los alambres en su máxima deformación posible que para este caso es del 4,55%, para que al energizar se genera la expansión de uno de los alambres y la contracción del otro y se genere el movimiento (Ramirez, 2016). En la Figura 52 se puede observar el esquema propuesto para el sistema actuador.

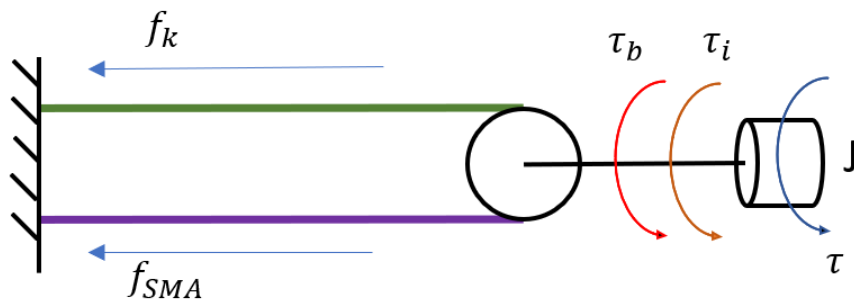


Figura 52 Modelo Actuador

Para expresar el modelo matemático del actuador nos basamos en la representación mostrada en (Ramirez, 2016). Donde, se realiza la formulación de la ecuación de estado del sistema como un motor, basado en las ecuaciones de Newton-Euler, donde, el torque es calculado como función de la diferencia entre la fuerza que ejerce el alambre SMA y la fuerza del elemento contráctil tipo resorte (ecuación (7)), después se reemplaza la ecuación relacionada con el resorte por la constante de elasticidad y la diferencia de longitudes del alambre.

$$\tau = (f_{SMA} - f_k)r \tag{7}$$

$$\tau = (f_{SMA} - k\theta r)r \tag{8}$$

El actuador como un sistema generador de movimiento presenta fuerzas inerciales (i) y de fricción (b) que pueden ser modeladas, y con estas construir las ecuaciones del movimiento.

$$\tau_i = J\dot{\theta} \quad (9)$$

$$\tau_b = b\ddot{\theta} \quad (10)$$

$$J\dot{\theta} + b\ddot{\theta} = \tau \quad (11)$$

Reemplazando la ecuación (8) en la ecuación (11) se obtiene:

$$\frac{J}{r}\ddot{\theta} + \frac{b}{r}\dot{\theta} + kr\theta = f_{SMA} \quad (12)$$

La ecuación (12) nos muestra la respuesta temporal de la posición del actuador según las fuerzas producidas durante el proceso de contracción.

Teniendo en cuenta que el SMA varia su comportamiento dependiendo de su temperatura, el modelo debe contemplar que las fuerzas modeladas anteriormente pueden cambiar por la variación de la temperatura aplicada. Por eso, se propone una ecuación adicional que describa la temperatura en función de la corriente eléctrica aplicada al mecanismo.

La primera ley de la termodinámica considera que “*En todo proceso en el que se cede calor, Q, al sistema y este realiza un trabajo W, la energía total transferida a dicho sistema es igual al cambio de su energía interna, U*” (ecuación (13)).

$$\Delta U = Q - W \quad (13)$$

En este caso se establece que la suma del calor ambiente (q_{amb}) y el calor generado por el sistema eléctrico del sistema (q_g) es igual a la variación de entalpia.

$$\dot{H} = q_{amb} + q_g \quad (14)$$

Considerando la entalpia del SMA como solido de masa m y calor especifico c, se propone la siguiente ecuación.

$$\dot{H} = mc\dot{T} \quad (15)$$

Para calcular el valor del calor ambiente, según el diseño del mecanismo, este se encuentra en contacto con el aire y se maneja la transferencia de energía por medio de la convección.

Respecto al calor del sistema, según el diseño se afirma que es igual a la potencia eléctrica, que puede ser enunciada con la ley de Ohm, así:

$$mc\dot{T} = hA(T_0 - T) + I^2R \quad (16)$$

Siendo h el coeficiente de convección, A la superficie externa del alambre de SMA y T_0 la temperatura ambiente. Las Ecuaciones (12) y (16) describen el comportamiento dinámico del actuador. Sin embargo, los valores de la Resistencia y fuerza de tracción del alambre varían dependiendo del estado del material. Debido a que el SMA presenta fenómenos particulares y muestra evidente variación de características internas según su temperatura, para modelar el comportamiento de su deformación y esfuerzo, es necesario construir un modelo constitutivo, el cual será descrito en el próximo literal.

4.5 Modelo Constitutivo

Cuando ocurre un proceso de deformación del SMA (aproximadamente 4.5%) existe una variación en la resistencia del alambre debido al cambio de las fases de transformación del material, cuando se maneja la variación de temperaturas se puede lograr una repetitividad y un movimiento cíclico, esto hace que pueda ser un material auto sentido, sin embargo, para lograr este propósito esto es necesario contar con la configuración geométrica que genere una oposición como la mostrada en la Figura 52, donde existe un sistema de oposición en paralelo al alambre inicial. (Furst et al., 2013)

Los modelos constitutivos nos ayudan a explicar y simular matemáticamente el comportamiento del material, utilizando la relación entre esfuerzos y deformaciones con la combinación de fenómenos físicos asociados a su comportamiento, este tipo de modelo solo debe ser implementado dentro de las condiciones estipuladas, y requieren de una interpretación física según el comportamiento que presente el material.

Existen modelos micro y macroscópicos, donde un modelo microscópico considera cada partícula como una entidad diferente y predicen su respuesta esfuerzo-deformación basándose en la distribución de sus fuerzas interpartículas. A nivel macroscópico tratan la masa como un medio continuo y describen características de esfuerzo-deformación como una sola unidad (Tripodi et al., 1992).

Para este caso el SMA se caracteriza por esfuerzos multiaxiales complejos, condiciones no homogéneas y no isotérmicas, tanto en espacio como en tiempo, por lo que el comportamiento de la fuerza de tracción y resistencia del alambre SMA debe tener un modelado especial. El modelo a implementar está basado en la investigación realizada por (Ramirez, 2016), donde implementa el modelo constitutivo del SMA a nivel macroscópico usando el análisis de balance de energías (Ferdinando Auricchio & Petrini, 2004), la ecuación

de energía libre de Helmholtz (Ψ) y Gibbs (G) basados en el modelo de (Arghavani et al., 2010).

Para implementar las ecuaciones mencionadas se establecen los parámetros físicos que se encuentran involucrados en su modelamiento matemático, mostrados en la Tabla 21.

Tabla 21 Parámetros físicos descritos en las funciones de Helmholtz y Gibbs

Parámetro	Descripción
\mathbf{C}	Tensor Rigidez (2° orden)
\mathbf{S}	Tensor Suavidad Softness (2° orden)
$\boldsymbol{\varepsilon}$	Deformación (Tensor 2° orden)
$\boldsymbol{\sigma}$	Tensor esfuerzo (Tensor 2° orden)
ρ	Densidad
α	Expansión Térmica (Tensor 2° orden)
T	Temperatura
T_0	Temperatura de Referencia
$\boldsymbol{\varepsilon}^t$	Transformación de Deformación (2° orden)
c	Calor Especifico
u_0	Energía interna de referencia
s_0	Entropía de referencia
ζ	Fracción de volumen de Martensita
$f(\zeta)$	Función de Dureza

Según el autor del modelo cada función se realizara para entender una variable diferente, la función de energía libre de Gibbs se utiliza para estimar la deformación (ecuación (17)) y la función de energía libre de Helmholtz para estimar esfuerzo (ecuación (18)).

$$G(\boldsymbol{\sigma}, T, \boldsymbol{\varepsilon}^t, \zeta) \quad (17)$$

$$\Psi(\boldsymbol{\varepsilon}, T, \boldsymbol{\varepsilon}^t, \zeta) \quad (18)$$

Como resultado del análisis propuesto por (Ramirez, 2016), se generan las siguientes ecuaciones que rigen el comportamiento del material en tres dimensiones:

Tabla 22 Ecuaciones Modelo Constitutivo Tridimensional

Nombre Función	Ecuación	No
Deformación [$\boldsymbol{\varepsilon}$]	$\boldsymbol{\varepsilon} = -\rho \frac{\partial G}{\partial \boldsymbol{\sigma}} = \frac{1}{2} \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{S} + [\alpha(T - T_0) + \boldsymbol{\varepsilon}^t]$	(19)
Esfuerzo [$\boldsymbol{\sigma}$]	$\boldsymbol{\sigma} = -\rho \frac{\partial \Psi}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} = \frac{1}{2} \mathbf{C} : \boldsymbol{\varepsilon} - \mathbf{C} : [\alpha(T - T_0) + \boldsymbol{\varepsilon}^t]$	(20)

Fracción volumen martensita [ζ]	$\zeta = \begin{cases} \frac{\sigma: \Gamma + \varphi_{te} + \rho \Delta s_0 (T - M_s)}{\rho \Delta s_0 (M_f - M_s)} & \text{para } \zeta > 0 \\ \frac{\sigma: \Gamma + \varphi_{te} + \rho \Delta s_0 (T - A_f)}{\rho \Delta s_0 (A_s - A_f)} & \text{para } \zeta < 0 \end{cases}$	(21)
Transformación de deformación	$\varepsilon_t = \Gamma \zeta$	(22)

Ahora considerando que el diseño del actuador se propone en una sola dirección, el SMA estará sometido a una fuerza uniaxial, lo que puede simplificar el modelo a una dimensión, estableciendo que:

1. Cargas uniaxiales: Presentando el tensor de esfuerzos. Como se realiza el modelado en una sola dirección, los demás valores serán cero

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (23)$$

2. Tensores como valores escalares: como el tensor se redujo a un solo valor, los tensores que derivan de este también, para este caso será el de expansión térmica y el softness (elasticidad), por lo que se presentan de forma escalar como se puede ver en las ecuaciones (24) y (25).

$$S = S^A + \zeta(S^M - S^A) = S^A + \zeta \Delta S \quad (24)$$

$$\alpha = \alpha^A + \zeta(\alpha^M - \alpha^A) = \alpha^A + \zeta \Delta \alpha \quad (25)$$

Donde S^M =; Suavidad-softness en martensita S^A = Suavidad-softness en austenita; α^M = Coeficiente de expansión térmica en martensita; α^A = Coeficiente de expansión térmica en austenita.

Por esta misma razón el tensor de rigidez se sustituye por el módulo de Young, de forma dependiente de la fracción de volumen de martensita y definida en la ecuación (26).

$$E = E^A + \zeta(E^M - E^A) = E^A + \zeta \Delta E \quad (26)$$

3. Tensor de transformación: se calcula con base en el modelo tridimensional propuesto por el autor y se observa en la ecuación

$$\Gamma = \begin{bmatrix} \frac{\varepsilon^{max} \sigma_{11}}{\sqrt{\sigma_{11}^2}} & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{\varepsilon^{max} \sigma_{11}}{2\sqrt{\sigma_{11}^2}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\varepsilon^{max} \sigma_{11}}{\sqrt{\sigma_{11}^2}} \end{bmatrix} \quad (27)$$

Donde, teniendo en cuenta la operación requerida en la ecuación (21) para el modelo tridimensional la solución simplificada en una dimensión dará como resultado:

$$\sigma: \Gamma = \gamma = \frac{\varepsilon^{max} \sigma_{11}}{\sqrt{\sigma_{11}^2}} \sigma_{11} \quad (28)$$

4. El comportamiento termoelástico de la fuerza termodinámica se describe así:

$$\varphi_{te} = \frac{1}{2} \Delta S \sigma_{11}^2 + \sigma_{11} \Delta \alpha (T - T_0) \quad (29)$$

Con la formulación anterior se formulan las ecuaciones que explican el comportamiento del material en un modelo unidimensional:

Tabla 23 Ecuaciones Modelo Constitutivo Unidimensional

Nombre Función	Ecuación	No
Deformación [ε]	$\varepsilon = \frac{1}{2} \sigma_{11} S + \alpha (T - T_0) + \varepsilon^t$	(30)
Esfuerzo [σ]	$\sigma_{11} = \frac{1}{2} E \varepsilon - E \alpha (T - T_0) + E \varepsilon^t$	(31)
Fracción volumen martensita [ζ]	$\zeta = \begin{cases} \frac{\gamma + \varphi_{te} + \rho \Delta s_0 (T - M_s)}{\rho \Delta s_0 (M_f - M_s)} & \text{para } \zeta > 0 \\ \frac{\gamma + \varphi_{te} + \rho \Delta s_0 (T - A_f)}{\rho \Delta s_0 (A_s - A_f)} & \text{para } \zeta < 0 \end{cases}$	(32)
Transformación de deformación	$\varepsilon_t = \frac{\varepsilon^{max} \sigma_{11}}{\sqrt{\sigma_{11}^2}} \zeta$	(33)

4.6 Diseño Mecanismo

La última parte de la sección metodológica consiste en la definición final del sistema actuador que se convertirá en un musculo artificial, por eso en literales anteriores se establecieron parámetros y comportamientos del material. Teniendo la información recopilada de la del

modelo constitutivo del SMA y el modelo del actuador, se define como será la disposición geométrica del actuador y los parámetros necesarios para su implementación

4.6.1 Parámetros SMA

Para la obtención de los valores físicos relacionados al comportamiento del material, es necesario realizar su caracterización; En (Ramirez, 2016) se muestra el proceso de experimentación para su obtención, el primer proceso para la obtención de los valores del módulo de Young en las fases de martensita y austenita, y el siguiente, un test de recuperación de la deformación identificando las temperaturas de transformación y la diferencia de entropía, estos valores corresponden al modelo unidimensional que se expuso anteriormente. Como resultado se muestran los parámetros en la Tabla 24, con la descripción de su origen y su valor final.

Tabla 24 Fuente de los parámetros y Valores obtenidos (Ramirez, 2016)

N	Parámetro	Valor	Fuente
ρ	Densidad	6450 kg/m^3	Fabricante
α^A	Coeficiente Expansión Térmica Austenita	$6.09E - 6 \text{ K}^{-1}$	Fabricante
α^M	Coeficiente Expansión Térmica Martensita	$1.09E - 5 \text{ K}^{-1}$	Fabricante
ϵ^{max}	Deformación Máxima	0.045	Fabricante
A_s	Inicio de Temperatura Austenita	$70 \text{ }^\circ\text{C}$	Fabricante
c	Calor Especifico	837.36 J/Kg K	Fabricante
ν	Radio de Poisson	0.33	Fabricante
Δs_0	Diferencia de entropía	$-923.8 \text{ J/m}^3\text{K}$	Experimento
M^s	Inicio de Temperatura Martensita	$54.79 \text{ }^\circ\text{C}$	Experimento
M^f	Final de Temperatura Martensita	$39.77 \text{ }^\circ\text{C}$	Experimento
A^f	Final de Temperatura Austenita	$85.3 \text{ }^\circ\text{C}$	Experimento
E^A	Módulo de Young Martensita	3.18 GPa	Experimento
E^M	Módulo de Young Austenita	1.17 GPa	Experimento

4.6.2 Parámetros Actuador

Siguiendo con las pruebas realizadas en (Ramirez, 2016), como ultimo experimento se tiene una prueba de actuación de un prototipo del musculo (Figura 53) para caracterizar los parámetros provenientes del sistema actuador.



Figura 53 Experimento de Identificación del Actuador (Ramirez, 2016)

Con los datos obtenidos en este estudio, se puede realizar la construcción de prototipo simulado de un musculo artificial basado en el modelo matemático de un motor, y mediante la implementación de las ecuaciones (12) y (16), se puede detallar el comportamiento del actuador, en la Tabla 25 se muestran los valores obtenidos y su origen.

Tabla 25 Parámetros Buscados en el Actuador (Ramirez, 2016)

Parámetro	Descripción	Valor	Método
J	Momento Inercial del Rotor	$1.88 * 10^{-8} \text{ Kg}m^2$	Medido
b	Coefficiente de Fricción Viscosa	0.019 Nms	Estimado
r	Radio Polea del Rotor	0.007	Medido
k	Constante de Rigidez del Resorte	$1.24 * 10^3 \text{ Nm}^{-1}$	Estimado
m	Masa Alambre SMA	$8.778 * 10^{-5} \text{ Kg}$	Calculado
c	Calor Especifico SMA	837.36 J/Kg K	Experimental
h	Coefficiente de Convección	$555.6 \text{ Wm}^{-2}K^{-1}$	Estimado
A	Superficie Extrema SMA	$1.432 * 10^{-4}$	Calculado
R	Resistencia Eléctrica	0.007Ω	Experimental

4.6.3 Diseño Final

En los capítulos anteriores se recopiló la información necesaria para la construcción final de un prototipo simulado, ahora se propone la disposición geométrica que conformara el musculo. Según (Yuan et al., 2017)-(Wheeler et al., 2016)-(Elahinia et al., 2005) existen múltiples formas y geometrías que pueden ser aprovechadas para la generación de movimiento a partir de la configuración de alambre SMA.

En este caso para realizar la simulación del prototipo se realiza una configuración de poleas en paralelo de tal manera que se replicara el modelo descrito en el numeral 4.5 donde se muestra el modelo para un sistema de polea simple (Figura 52).

El diseño del mecanismo se ve expresado en ejes X-Y, donde el modelo de Hill (HILL, 1950) expresa que debe existir un elemento contráctil, el caso más común sería el uso de un resorte. Como se desea reemplazar el resorte para simplificar el proceso matemático, en la simulación este es reemplazado con otro alambre de SMA.

✓ Primer Diseño

Se inicia estableciendo el uso de 7 poleas que se encuentran ubicadas de forma simétrica, tres de estas dan soporte al giro horario (contracción), tres más al giro antihorario (expansión), y la polea restante es la encargada de transmitir el movimiento del musculo. Una primera aproximación se encuentra en la Figura 54 que evidencia un bosquejo de la geometría del sistema, donde se observan alambres de dos colores diferentes, los cuales representan los alambres necesarios en el proceso de extensión (verde) y deflexión (azul), además de las ubicaciones de los anclajes y la numeración de cada polea.

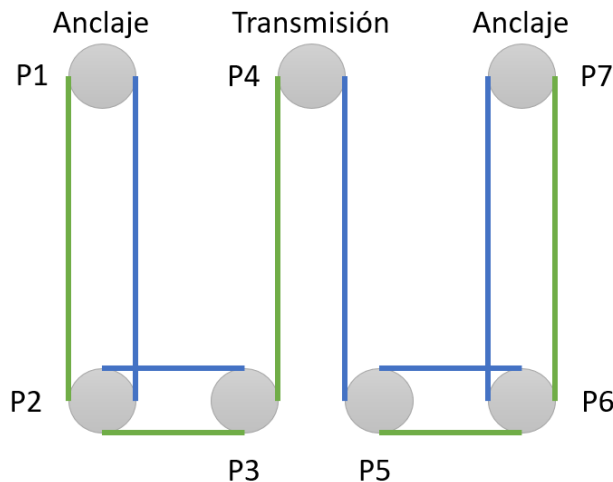


Figura 54 Bosquejo Mecanismo

✓ Diseño de Detalle

En la Figura 55 se observa un bosquejo a mayor nivel de detalle, donde se establecen las dimensiones del mecanismo, haciendo énfasis en las dos poleas de anclaje que se ubican en los extremos y conducen dos alambres diferentes hasta la polea cuatro, que será la polea que transmita el movimiento del musculo hacia un posible dedo robótico mediante su rotación desde 0° hasta 90° para compresión y su proceso contrario para la extensión.

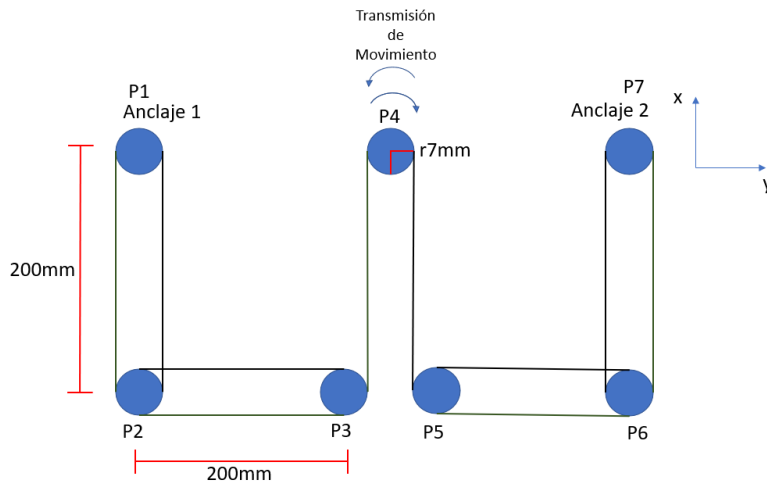


Figura 55 Primera aproximación gráfica

✓ Diseño CAD

Para observar de manera detallada como es la estructura del dispositivo, se hace un modelo tridimensional utilizando el software SolidWorks®, utilizando como base de trabajo el modelo de FESTO®. El diseño se observa en la Figura 56 donde se observa la configuración de las poleas y sus medios de sujeción a la base de trabajo.

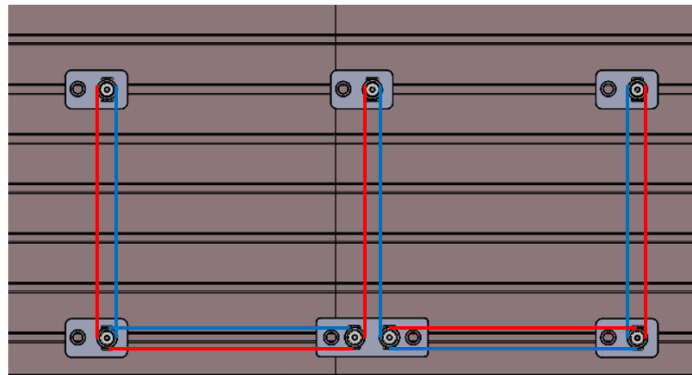


Figura 56 Esquema Modelo CAD

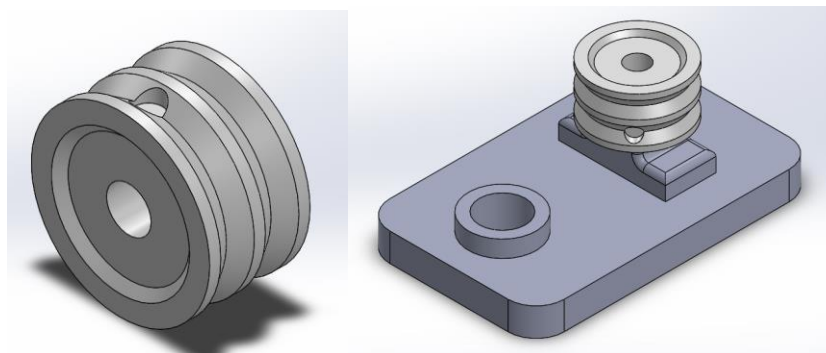


Figura 57 Modelo Poleas y Soportes

En la Figura 57 se muestra el modelo de las poleas y soportes a implementar, considerando que, para una posible implementación física, la polea se diseñó para ser construida utilizando PTFE (Politetrafluoroetileno) por su resistencia a altas temperaturas, y los soportes mediante prototipado 3D.

Con la información descrita anteriormente, se procede a una fase de pruebas, donde se establecen las restricciones de la implementación y se observa el funcionamiento computacional del modelo. Se mostraran los resultados de la simulación del modelo y el análisis de los resultados obtenidos.

5 Resultados y Análisis

Este capítulo está dividido en dos partes, la primera parte incluye el proceso de implementación y los resultados obtenidos en esta; en la segunda parte se muestra el análisis de los resultados obtenidos, dando paso a una discusión de estos.

5.1 Implementación y Resultados

El proceso de obtención de resultados consiste en la simulación del musculo artificial, esto mediante la aplicación del modelo matemático propuesto en el capítulo anterior en un software especializado, en este caso se trabaja con Simulink de Matlab®, en su implementación se tendrán en cuenta varias restricciones para el correcto funcionamiento del sistema.

Según la información recopilada en los capítulos anteriores y en síntesis, se realiza la implementación simulada de un musculo artificial, cuyo principio de funcionamiento se basa en la emulación de un musculo extrínseco de la mano, específicamente el flexor profundo de los dedos (Tabla 12) que se encuentra involucrado en el movimiento de todas falanges del dedo gracias a la inserción de estos con los tendones perforantes (Kapandji, 2006). Para realizar esta emulación se propuesto el modelo mecánico de Hill, para interpretar el musculo en un sistema análogo, el cual fue modelado como un sistema actuador que se contrae y expande según el comportamiento del material.

El material seleccionado presenta un comportamiento matemático no lineal, dinámico, y variante en el tiempo, lo que hace necesario la implementación de un modelo constitutivo que ayude a explicar su comportamiento (Numeral 4.5) en relación con sus valores de esfuerzo-deformación, con esta información recolectada se tienen la bases para la construcción de un sistema simulado.

Para su simulación se consideran las siguientes restricciones y parámetros iniciales.

- ✓ Los valores de referencia para trabajar son los mostrados en la Tabla 24 para el material Flexinol HT90 y la Tabla 25 para el sistema de actuación.
- ✓ Se trabaja con un esfuerzo inicial de $\sigma_{11} = 172 \text{ MPa}$ para el total de una sección (giro horario o giro antihorario), esto debido a la configuración del material.
- ✓ Según lo mostrado en la Figura 55 la polea numero 4 será la que entrega el movimiento, obteniendo una rotación total de 90° , que deben estar distribuidos en las poleas 2 y 3, y en el giro contrario en las poleas 5 y 6.
- ✓ La variación de temperatura se trabaja en el rango desde 20°C hasta 120°C .

Definidas las restricciones de manejo, se continua con el proceso de implementación.

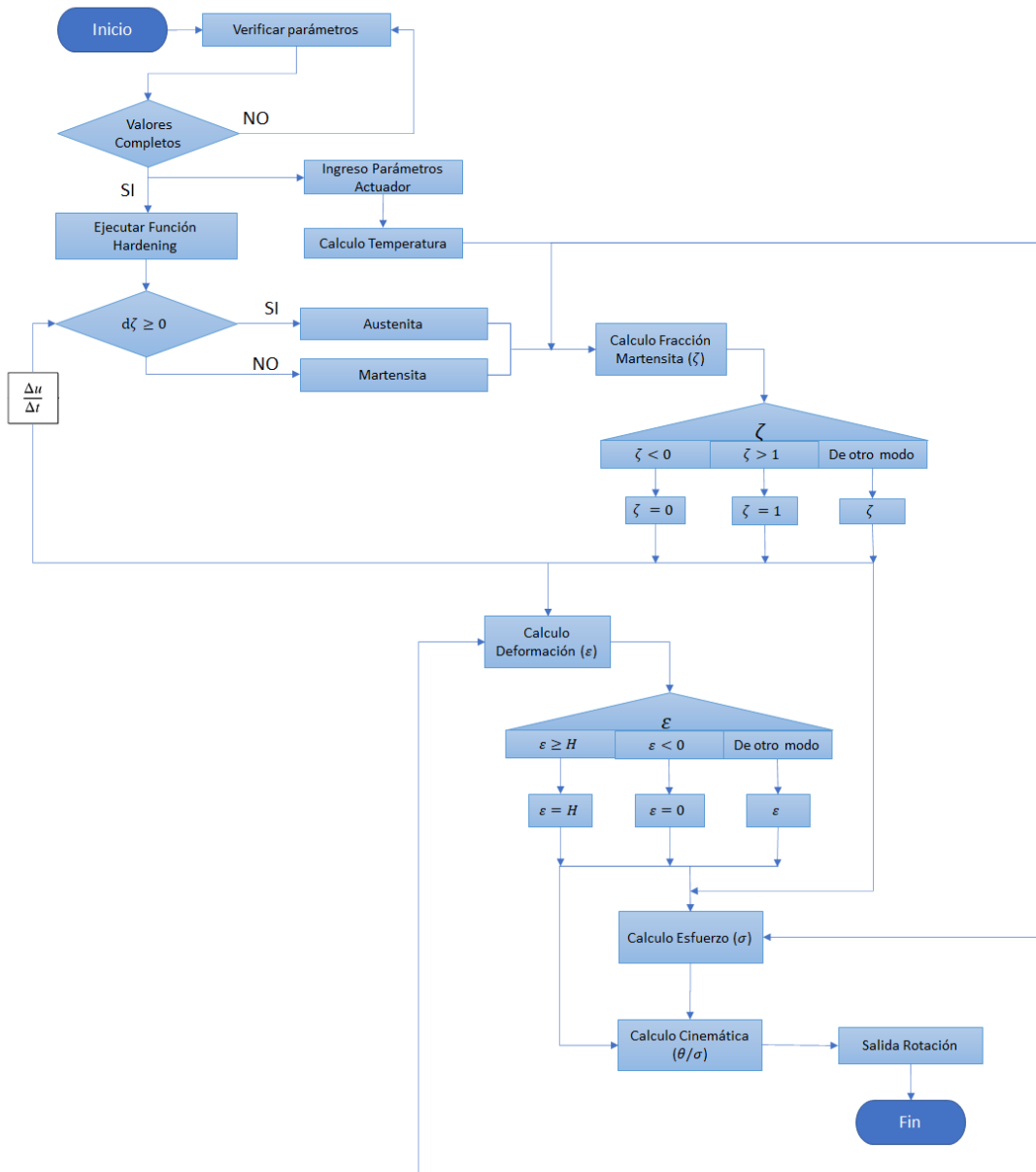


Figura 58 Diagrama de Flujo Proceso

El diagrama de flujo mostrado en la Figura 58 explica el procedimiento para realizar la simulación. El procedimiento consiste en:

- ✓ Inicializar el programa
- ✓ Verificar que las variables a usar se encuentren
- ✓ Si los valores de los parámetros se encuentran completos se procede a ejecutar el programa

- ✓ Se implementa la función de temperatura, que depende de valores del actuador como la temperatura ambiente, la masa del alambre, el área superficial, calor específico, entre otros y como valor de entrada la potencia eléctrica que energiza el mecanismo (ecuación (16))
- ✓ Se ejecuta la función de Hardening donde el programa define en qué fase de temperatura se encuentra el material (austenita o martensita)
- ✓ Continúa la función de fracción de martensita, la cual depende de variables como la temperatura, el esfuerzo y los resultados de la función de Hardening, además de algunos parámetros fijos (ecuación (34)).
- ✓ La información recopilada anteriormente ingresa a la función de deformación, estableciendo la restricción para valores de deformación mayores al valor máximo establecido y menores que 0. Esta función depende de las variables de la temperatura y el esfuerzo (ecuación (35)).
- ✓ Continúa el cálculo de la función de esfuerzos que depende de las funciones de deformación, tiempo y fracción de martensita (ecuación (36)), en esta función se establecen las restricciones para valores de fracción de martensita menores que 0 y mayores que 1.
- ✓ Las funciones mencionadas anteriormente hacen parte de la consideración del modelo constitutivo, con estos valores es posible calcular la cinemática del actuador, la cual viene definida mediante las ecuaciones (12) y (16), cuya entrada corresponde al esfuerzo ejercido por el material y la salida es la rotación de la polea

Para iniciar la simulación se establece que el mecanismo se dividirá en dos segmentos (Figura 59), cada segmento se encarga de una dirección de la rotación, bien sea de forma horaria o antihoraria.

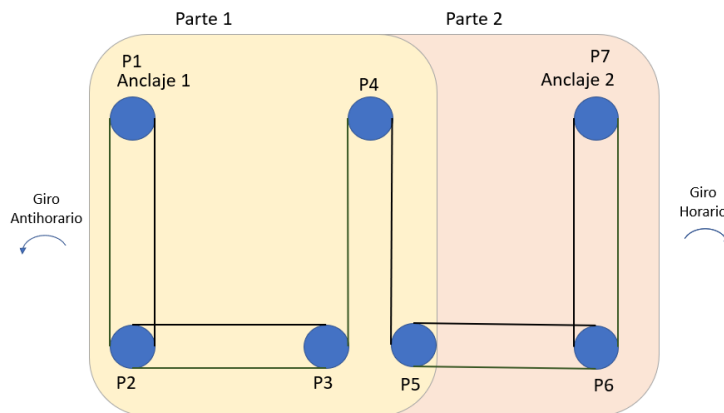


Figura 59 División Mecanismo

Para la simulación se toma la parte 1 del musculo, este consta de 6 diferentes alambres de las mismas características (longitud y radio), 3 de estas se encargan de la contracción del musculo y 3 del proceso de relajación (análogo a un resorte), como se evidencia en la Figura 60.

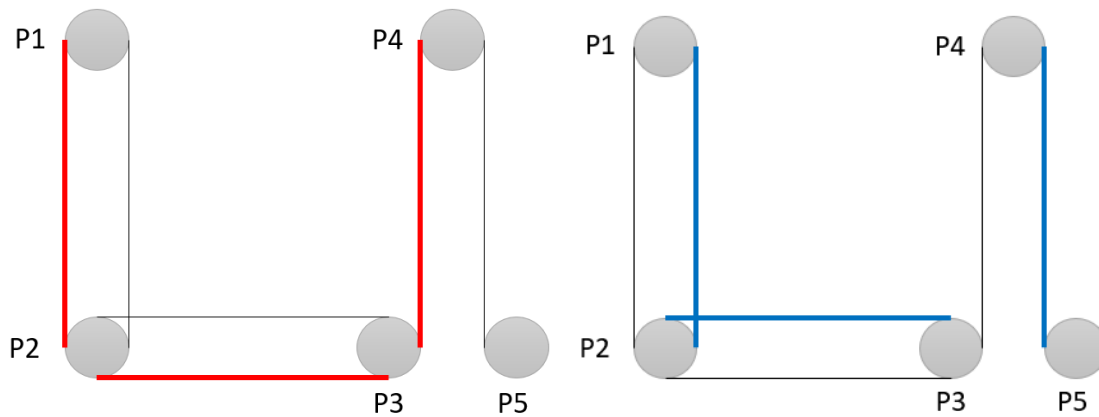


Figura 60 Segmentos Contracción (Rojo) y Relajación (Azul) del musculo

Para continuar con el proceso, la parte 1 se sigue dividiendo, como se ve en la Figura 61 en tres secciones que corresponden a un sistema cerrado de poleas para llevar a cabo la simulación en un modelo unidimensional.

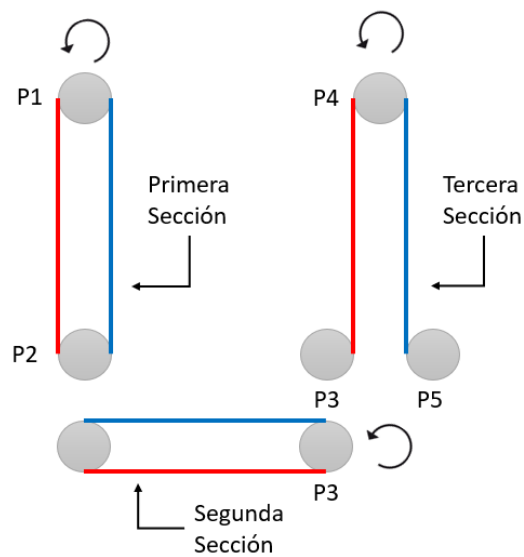


Figura 61 División Secciones Parte 1

Después de la implementación en Simulink de Matlab® para comprobar que una primera sección funcione correctamente se comprueba la gráfica de la rotación máxima del dispositivo y la deformación máxima del material.

Los resultados de esta primera implementación del musculo artificial en proceso de contracción se muestran en la Figura 62, mostrando que la rotación alcanza un valor de 30° y la Figura 63 muestra que la deformación máxima alcanzada por el material es de 0.045 correspondiente al 4,5% de deformación máxima y en la Figura 64 se observa que el valor de esfuerzo llega a los 20 MPa, tal como se estableció en los parámetros.



Figura 62 Resultado Rotación del Modelo 1ra Sección

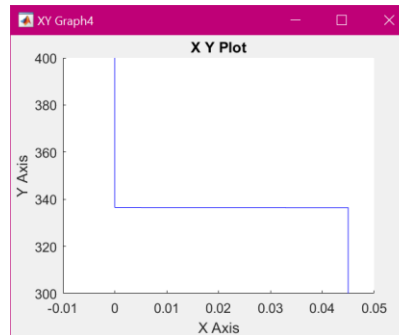


Figura 63 Grafico Deformación-Temperatura 1ra Sección

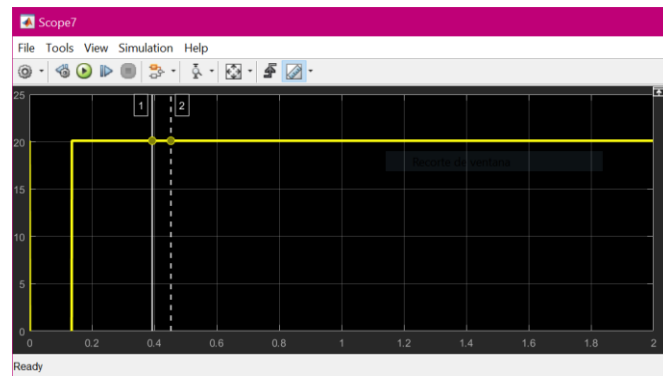


Figura 64 Grafico Esfuerzo-Tiempo 1ra Sección

Un cálculo rápido de comprobación consiste en dividir el valor de fuerza dada por los requerimientos del musculo por la unidad de área, dada por la longitud, el diámetro y el numero pi, así:

$$A = l * D * \pi = 2.387 * 10^{-4} m^2 \quad (37)$$

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{4.78N}{2.387 * 10^{-4}} = 20MPa \quad (38)$$

Los primeros resultados evidencian que la rotación del mecanismo se encuentra dentro de los rangos establecidos, y la deformación se encuentra en el rango dado por el fabricante para el comportamiento del material.

Continuando con el proceso, se implementa la simulación de la primera parte del mecanismo, esto considerando que se cuenta con un sistema horario y otro antihorario y su única diferencia es su disposición geométrica, para su análisis se hará el estudio de la polea de anclaje 1 y las poleas 2, 3 y 4, como se ve en la Figura 65.

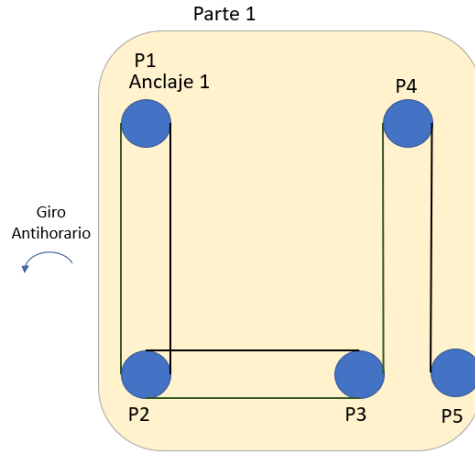


Figura 65 Sección a simular

Después de la implementación en el software siguiendo el diagrama de flujo mostrado en la Figura 58, se obtienen los valores de comprobación del esfuerzo aplicado, deformación en cada sección del mecanismo, y como resultado la rotación del sistema en un periodo de $T=2s$

El valor de deformación se encuentra en la Figura 66 el valor de esfuerzo calculado se muestra en la Figura 67 y finalmente la rotación del mecanismo en una dirección se encuentra en la Figura 68

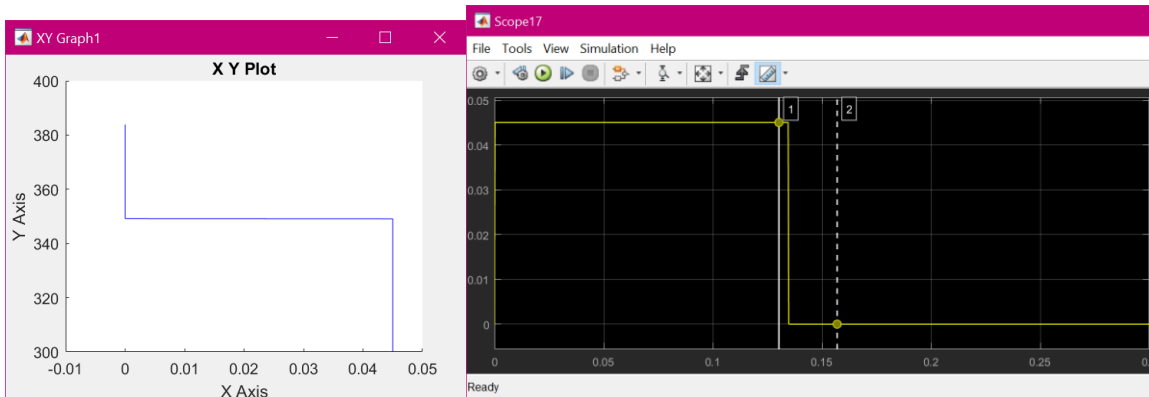


Figura 66 Grafico Deformación a) vs Temperatura b) vs Tiempo

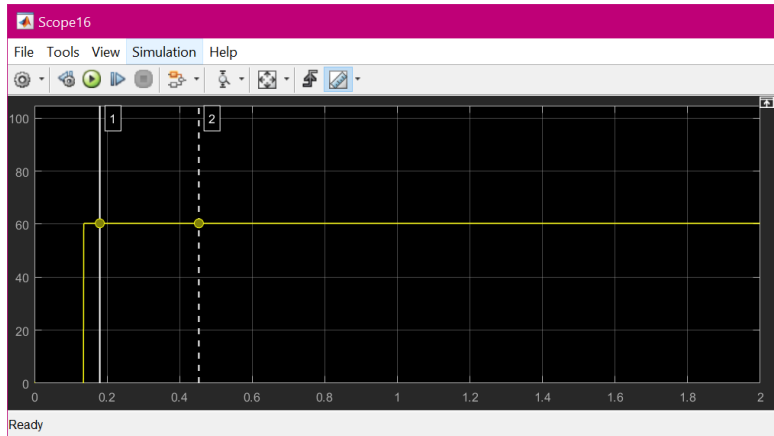


Figura 67 Gráfico Esfuerzo vs Tiempo

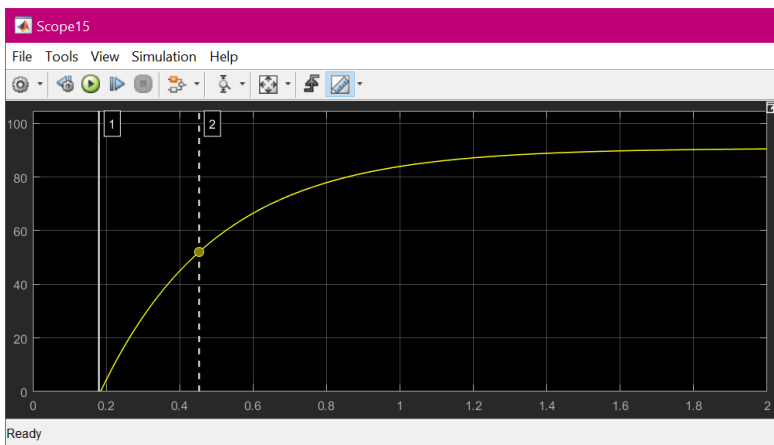


Figura 68 Respuesta Rotación vs Tiempo

5.2 Análisis de Resultados

En este apartado se presenta el análisis de la información recopilada, partiendo del objetivo del estudio que expresa la intención de realizar una aproximación a un musculo artificial bioinspirado, basado en aleaciones con memoria de forma o SMA, con el fin de una posible implementación con un dedo robótico y capaz de soportar actividades de agarre.

Resumiendo, el proceso que se ha llevado a cabo hasta este punto se tiene que: primero se realizó un proceso de búsqueda de información relacionada dividiéndola en varios segmentos: la composición del material, desarrollos relacionados con su control, la aplicación biomecánica del material, en prótesis y ortesis, y finalmente estudios de la implementación del material como un musculo artificial. A partir de esta información se estableció que los procesos de control del material presentan un nivel de dificultad debido al comportamiento del material, además de conocer cuál es el nivel en la investigación relacionada al tema.

Para abordar el diseño del musculo se realizó la contextualización de la anatomía de la mano humana, la caracterización cinemática de las articulaciones de la mano, incluyendo el estudio de los diferentes agarres de precisión y potencia. Con esta información se identificaron cuáles son los músculos involucrados en el movimiento de la mano y en particular cuál de estos se encarga de la flexión y extensión del conjunto de falanges que conforman un dedo. El musculo seleccionado se conoce como el flexor profundo de la mano y en la anatomía humana se encuentra en el antebrazo, siendo un musculo extrínseco de la mano.

Posteriormente se encuentra el porqué de la selección del SMA, seleccionado gracias a sus rangos de operación, como el voltaje de activación, y los rangos de fuerza que soporta, además de la facilidad en su implementación respecto a otros materiales con comportamiento similar.

Conociendo la capacidad del material se presenta el modelo inicial del actuador que cumplirá la función de un musculo. Se genera un mecanismo aprovechando El sistema de transmisión de movimiento que físicamente nos permite una polea, la cual busca transformar el fenómeno presentado por el SMA de deformación a un de proceso de rotación, Esto con el fin de realizar la transmisión movimiento a una posible prótesis de dedo robótica, Asumiendo que el mecanismo del dedo se encuentre diseñado mediante juntas qué roten.

En el diseño del músculo artificial se contempló el uso de poleas y alambres, y se diseñó de forma modular de tal manera que el mecanismo completo consta de varias divisiones, primero el mecanismo se dividió en dos (Figura 59), cada una de las partes se encarga del sentido del giro de la rotación final, es decir, la parte uno se encarga de generar la rotación en sentido antihorario, y la parte dos del sentido horario. Posteriormente la primera parte del mecanismo se dividió en 3 secciones más cómo se muestra en la Figura 61, en la sección 5.1 se explicó el porqué de esta decisión, basados en la simplicidad del modelamiento matemático.

El proceso de transmisión de movimiento se construyó con el fin de generar el proceso de compresión y extensión del musculo, utilizando un alambre para cada uno de ellos, de tal manera que, cuando el primer alambre se expanda debido al aumento de su temperatura, el alambre que se encuentra paralelo a él se contraiga en la misma proporción, generando que la polea gire. Considerando este modelo Se establecieron valores en fuerza y tiempo de establecimiento de la fuerza que nos permite calcular la frecuencia a la que trabajará el mecanismo; con la recopilación de esta información fue posible continuar hacia la construcción del modelo matemático que explica el comportamiento del material.

Se especifico que el material presenta un comportamiento no lineal, dinámico y varia su estructura cristalina (y por tanto sus propiedades físicas) cuando varia su temperatura, estableciendo que para conocer el comportamiento matemático del material se debían implementar combinaciones de diferentes fenómenos físicos.

En la investigación del estado del arte la mayoría de los autores coinciden con la implementación de un modelo constitutivo, ya que este permite combinar los diferentes fenómenos físicos que explican el comportamiento del material, en este caso se encontró que los autores trabajan con los fenómenos mecánico, eléctrico y térmico. El proceso de búsqueda de información relacionada llevo a un resumen de los principales modelos implementados (Tabla 8), tanto a nivel micro como macroscópico, y como resultado de esta investigación se selecciona el modelo que implementa la relación deformación-esfuerzo.

El modelo constitutivo dio una serie de ecuaciones que fueron base en la implementación del prototipo simulado del músculo artificial, entre los cuales encontramos valores como esfuerzo, deformación, fracción de volumen de martensita (que nos permite conocer el porcentaje de la fase en la que se encuentra según su temperatura), entre otros.

Con la obtención de las ecuaciones a partir del modelo constitutivo, fue posible la implementación del musculo, mediante su implementación en un software de simulación. Antes de proponer la simulación se diseñó un diagrama de flujo, con el fin de entender cuál es el procedimiento por seguir para realizar la simulación del músculo artificial, su paso a paso estableciendo restricciones de operación y parámetros iniciales que permiten darle contexto al prototipo.

El diagrama de flujo (Figura 58) permitió evidenciar que el programa que debía ser implementado presenta un complejo comportamiento, respecto a la dependencia de ciertos valores en cada función. Por ejemplo, el cálculo de la temperatura deber ser lo primero en ser calculado debido a que la mayoría de las funciones dependen de él, un caso simple es el cálculo de la fracción de martensita, para saber cuál de las dos fases se encuentra el material (martensita o austenita) primero debemos conocer el valor de la temperatura, que depende de valores físicos como la potencia aplicada al mecanismo, la masa, el diámetro y longitud del alambre, entre otros. Esto muestra la necesidad de que su implementación sea rigurosamente planificada, ejecutada y comprobada. Volviendo al ejemplo, se mostró que gran parte del correcto proceso de simulación depende del correcto cálculo de la temperatura a la cual se encuentra el material, por lo que es necesario que se realice una verificación rigurosa del proceso de obtención.

Para lograr cumplir con este objetivo, se comprobó la correcta declaración y funcionamiento de los parámetros que fueron establecidos gracias a los requerimientos biomecánicos del músculo, de los datos dados por el fabricante y de los valores que fueron calculados gracias a los modelos matemáticos implementados.

La primera implementación en el software de simulación que se llevó a cabo fue para demostrar el comportamiento del material en una sola de la sección (Figura 61), durante el proceso de extensión del mecanismo, obteniendo como resultado las Figura 62, Figura 63 y

Figura 64 donde se puede evidenciar que se obtiene una rotación de 30° , una deformación de 0,045 y un esfuerzo de 20Mpa, esto indica que el material se comporta según lo establecido, ya que, sin importar el tipo de sección el valor de deformación siempre es el mismo, debido a que el material sin importar su longitud va a sufrir un valor de deformación constante en la configuración establecida.

Respecto al valor de rotación donde se obtiene 30° en su tiempo estable, se puede establecer que, debido al comportamiento del material la rotación total va a ser una suma de las diferentes cadenas y secciones del mecanismo, es decir, si realizamos la simulación para el dos secciones vamos a obtener un valor de 30° del primer de la primera sección más 30° de la segunda sección para un total de 60° ; y así para el total que busca ser de 90° . Respecto a los valores de esfuerzo va a ocurrir un fenómeno similar al de la rotación, por lo que en la Figura 64 se puede observar que la magnitud esfuerzo para la primera sección no supera el valor de 20 MPa y según cálculos mostrados en la ecuación (38), se cumple el valor de fuerza que debe sostener cada sección de mínimo 4.78N.

Teniendo estos valores, el siguiente paso fue continuar con la simulación de la parte uno (Figura 61), que conforma el mecanismo que genera la rotación en sentido antihorario de 90° , cuyos resultados se pueden evidenciar en la Figura 66, la Figura 67 y la Figura 68.

Primero se observan las gráficas de deformación contra temperatura y contra tiempo (Figura 66) demostrando en ambos casos que esta magnitud no supera el valor de 0.045 que corresponde a un valor deformación máxima del 4.5% del material.

La siguiente gráfica muestra el inicio y la estabilización del esfuerzo (Figura 67) que no supera un valor de 60 MPa, comprobado los cálculos realizados anteriormente, y en concordancia con la información que se esperaba recolectar.

Por último, la gráfica con el comportamiento de la rotación del mecanismo (Figura 68), la que nos demuestra que en realidad el modelo propuesto fue satisfactorio. Esta evidencia que efectivamente la rotación del sistema alcanzó un valor de 90° en un periodo de tiempo de aproximadamente 0.8 segundos que, aunque es un valor superior al de un musculo real (0.45s según la Tabla 15) se encuentra dentro de un rango aceptable de operación.

Se evidencia que los valores propuestos en cuanto a fuerza y frecuencia se cumplen en las gráficas finales que fueron obtenidas, lo que indica que la comprobación del funcionamiento del músculo artificial basándonos en su comportamiento matemático y en las características mecánicas calculadas por el fabricante se cumple según lo establecido.

Para sintetizar la información relatada anteriormente la Figura 69 muestra un compilado de la sinergia entre los datos experimentales obtenidos en el estado del arte, el modelo matemático aplicado y los resultados de la simulación.

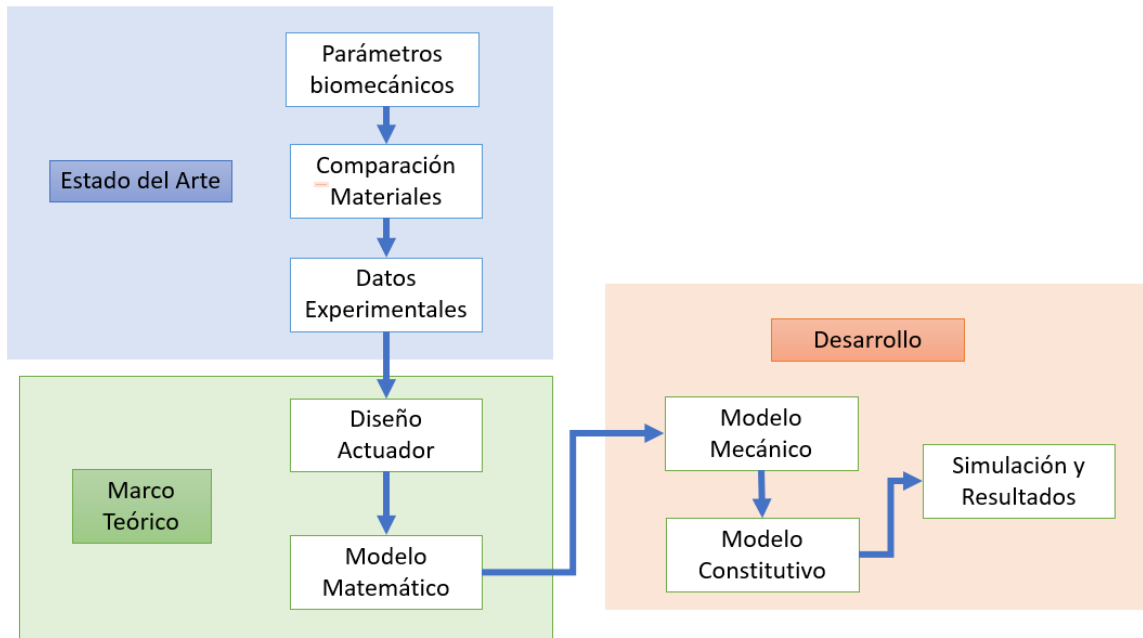


Figura 69 Integración del Documento

6. Conclusiones

El proceso de investigación, conceptualización, diseño e implementación simulada de un musculo artificial, llevo a que se tomara un enfoque conceptual para su correcta puesta en marcha, algunos puntos considerados en el anterior este estudio contemplan:

El estudio de la anatomía y biomecánica de la mano humana, identificando cuales son los tejidos responsables de generar el movimiento, específicamente en los dedos, además de la definición de parámetros físicos que fueron aprovechados en los diseños de un mecanismo artificial.

Después de esa primera etapa continua el reconocimiento de diversos tipos de materiales inteligentes, capaces de ejecutar la tarea de un musculo artificial, y posterior selección de las aleaciones con memoria de forma, que llevo a la interiorización en estudios de composición de las aleaciones con memoria de forma, procesos de control y potenciales aplicaciones en bioingeniería.

Atendiendo a la complejidad del material en cuanto su composición, que genera que tenga comportamientos inusuales que fueron detallados a profundidad, se verifico en la recopilación de información, la necesidad de realizar la implementación de un modelo constitutivo para entender la matemática del material, debido a su comportamiento no lineal y a la variación de su estructura a medida que su temperatura es modificada.

Con base en el proceso de diseño se puede decir que para facilitar el proceso de modelamiento matemático del mecanismo, se decidió por realizar divisiones de este, así, se podría implementar fácilmente un modelo unidimensional basado en esfuerzo y deformación (tensores en una dimensión), esto llevo al ahorro computacional en el software de simulación, además, la comprobación del mecanismo se llevó a cabo mediante la obtención del valor final de la rotación horaria y antihoraria.

El SMA Flexinol HR con una sección transversal de 0.38mm fue el tipo de material seleccionado, y su implementación simulada mostró que este material cumple con todos los requerimientos establecidos desde la mano humana: el nivel de fuerza y el tiempo de establecimiento, además de los valores requeridos en deformación máxima.

El modelo de construcción del músculo permite que su construcción sea modular además de su simulación, lo que puede ayudar al momento de realizar pruebas de funcionamiento ya que se puede probar por secciones, comprobando su eficacia de forma más organizada y jerárquica.

Según los requerimientos propuestos por la elección del flexor profundo de la mano, el musculo artificial debe operar en un rango de fuerza, comprobándose su correcto funcionamiento en el primer segmento, y estableciendo que el total del esfuerzo será la suma de las diferentes secciones del mecanismo.

En cuanto a la evaluación del cumplimiento de los requerimientos funcionales del músculo se encuentran basados en varios puntos, primero los valores de rotación alcanzados, segundo los valores de esfuerzo y por último la comprobación de la deformación. Debido a que la implementación se realizó mediante simulación en software especializado, la repetitividad del ejercicio en las pruebas de funcionamiento presenta restricciones para su validación.

Como perspectiva o trabajos a futuro se encuentra la posibilidad de realizar la construcción física de este modelo y realizar la comparación entre los resultados obtenidos en ambas modalidades de implementación: simulado y prototipado físicamente.

Referencias

- Abeyaratne, R., Sang-Joo, K., & Knowles, J. K. (1994). A one-dimensional continuum model for shape-memory alloys. *International Journal of Solids and Structures*, 31(16), 2229–2249. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-7683\(94\)90208-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-7683(94)90208-9)
- Akhtar, S. N., Cherusseri, J., Ramkumar, J., & Kar, K. K. (n.d.). *Ionic Polymer Metal Composites: Datasheet from · Volume : “Composite Materials” in SpringerMaterials* (https://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-49514-8_7) (K. K. Kar (Ed.)). Springer-Verlag Berlin Heidelberg. https://materials.springer.com/lb/docs/sm_smf_978-3-662-49514-8_7
- Alici, G., Mui, B., & Cook, C. (2006). Bending modeling and its experimental verification for conducting polymer actuators dedicated to manipulation applications. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 126(2), 396–404. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2005.10.020>
- Arghavani, J., Auricchio, F., Naghdabadi, R., Reali, A., & Sohrabpour, S. (2010). A 3-D phenomenological constitutive model for shape memory alloys under multiaxial loadings. *International Journal of Plasticity*, 26(7), 976–991. <https://doi.org/10.1016/j.ijplas.2009.12.003>
- Arias López, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), 14–24.
- Astin, A. D. (1999). *Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures*.
- Auricchio, F., & Lubliner, J. (1997). A uniaxial model for shape-memory alloys. *International Journal of Solids and Structures*, 34(27), 3601–3618. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7683\(96\)00232-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7683(96)00232-6)
- Auricchio, Ferdinando, Bonetti, E., Scalet, G., & Ubertini, F. (2012). Some preliminary computational results on a redefined shape memory alloy model taking into account multiple phase transformations and martensite reorientation. *European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering, Eccomas*.
- Auricchio, Ferdinando, & Petrini, L. (2004). A three-dimensional model describing stress-temperature induced solid phase transformations: solution algorithm and boundary value problems. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 61(6), 807–836. <https://doi.org/10.1002/nme.1086>
- Bar Cohen, Y. (2004). *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles* (The international society for optical Engineering (Ed.); 2^o). The international society for optical engineering.
- Bassil, M., Davenas, J., & EL Tahchi, M. (2008). Electrochemical properties and actuation mechanisms of polyacrylamide hydrogel for artificial muscle application. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 134(2), 496–501. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2008.05.025>
- Bo, Z., & Lagoudas, D. C. (1999). Thermomechanical modeling of polycrystalline SMAs under cyclic loading, Part III: evolution of plastic strains and two-way shape memory effect. *International Journal of Engineering Science*, 37(9), 1175–1203. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7225\(98\)00115-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7225(98)00115-3)
- Boyd, J G, & Lagoudas, D. C. (1996). A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. Part I. The monolithic shape memory alloy. *International Journal of Plasticity*, 12(6), 805–842. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0749->

6419(96)00030-7

- Boyd, James G, & Lagoudas, D. C. (1994). Thermodynamical constitutive model for the shape memory effect due to transformation and reorientation. *Proc.SPIE*, 2189. <https://doi.org/10.1117/12.174064>
- Brinston, C. (1993). One dimensional constitutive behavior of shape memory alloys: thermomechanical derivation with non-constant material function and redefined martensite internal variable. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 4, 229–242. <https://doi.org/https://doi.org/10.1177/1045389X9300400213>
- Cano Serrano, E., & Fraile, M. U. (2008). *Polímeros inteligentes -Informe de vigilancia tecnológica*. 1–47.
- Chalfoun, J. (2005). *Prédiction des efforts musculaires dans le système main avant-bras : modélisation, simulation, optimisation et validation*.
- Chen, X., Pan, S., Feng, P. J., Bian, H., Han, X., Liu, J. H., Guo, X., Chen, D., Ge, H., & Shen, Q. D. (2016). Bioinspired Ferroelectric Polymer Arrays as Photodetectors with Signal Transmissible to Neuron Cells. *Advanced Materials*, 28(48), 10684–10691. <https://doi.org/10.1002/adma.201603618>
- Cismasiu, C. (2010). *Shape Memory Alloys* (Sciyo (Ed.)).
- Cismasiu, C., & Santos, F. (2010). *Numerical Simulation of a Semi-Active Vibration Control Device Based on Superelastic Shape Memory Alloy Wires*. <https://doi.org/10.5772/9963>
- Colorado, J., Barrientos, A., & Rossi, C. (2011). Músculos Inteligentes en Robots Biológicamente Inspirados: Modelado, Control y Actuación. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 8(4), 385–396. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.riai.2011.09.005>
- Cozzarelli, F., & Graesser, E. (1994). A proposed three dimensional constitutive model for shape memory alloys. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 5, 78–89. <https://doi.org/https://doi.org/10.1177/1045389X9400500109>
- Cutkosky, M. R. (1989). On Grasp Choice Models, and the desing of hands for Manufacturing Tasks. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3), 11. <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.umng.edu.co:2048/stamp/stamp.jsp?arnumber=34763>
- Doroudchi, A., & Zakerzadeh, M. R. (2017). An experimental study on controlling a fast response SMA-actuated rotary actuator. *2017 5th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM)*, 144–149. <https://doi.org/10.1109/ICRoM.2017.8466198>
- Drahoš, P., & Kutiš, V. (2012). Modelling and simulation of thermal field of SMA actuator. *Proceedings of the 13th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, 131–136. <https://doi.org/10.1109/CarpathianCC.2012.6228629>
- Du, G., Li, Z., & Song, G. (2018). A PVDF-Based Sensor for Internal Stress Monitoring of a Concrete-Filled Steel Tubular (CFST) Column Subject to Impact Loads. *Sensors*, 18(6), 1682. <https://doi.org/10.3390/s18061682>
- Dynalloy. (2015). *Technical Characteristics of Flexinol*. <https://www.dynalloy.com/pdfs/TCF1140.pdf>
- Eddiai, A., Meddad, M., Guyomar, D., Hajjaji, A., Boughaleb, Y., Yuse, K., Touhtouh, S., & Sahraoui, B. (2012). Enhancement of electrostrictive polymer efficiency for energy harvesting with cellular polypropylene electrets. *Synthetic Metals*, 162(21–22), 1948–1953. <https://doi.org/10.1016/j.synthmet.2012.08.012>

- Elahinia, M. H., Ashrafiuon, H., Ahmadian, M., & Tan, H. (2005). A temperature-based controller for a shape memory alloy actuator. *Journal of Vibration and Acoustics, Transactions of the ASME*, 127(3), 285–291. <https://doi.org/10.1115/1.1898335>
- Falk, F. (1989). Pseudoelastic stress-strain curves of polycrystalline shape memory alloys calculated from single crystal data. *International Journal of Engineering Science*, 27(3), 277–284. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-7225\(89\)90115-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-7225(89)90115-8)
- Feix, T., Romero, J., Schmiedmayer, H., Dollar, A. M., & Kragic, D. (2016). The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46(1), 66–77. <https://doi.org/10.1109/THMS.2015.2470657>
- Flor López, S. de la. (2005). Simulación numérica y correlación experimental de las propiedades mecánicas en las aleaciones con memoria de forma. *TDX (Tesis Doctorals En Xarxa)*. <http://www.tdx.cat/handle/10803/6863>
- Fremond, M., & Miyazaki, S. (1996). *Shape Memory Alloys*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-7091-4348-3>
- Furst, S. J., Crews, J. H., & Seelecke, S. (2013). Stress, strain, and resistance behavior of two opposing shape memory alloy actuator wires for resistance-based self-sensing applications. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 24(16), 1951–1968. <https://doi.org/10.1177/1045389X13486715>
- Gao, X., & Brinston, C. (2002). A Simplified Multivariant SMA Model Based on Invariant Plane Nature of Martensitic Transformation. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 13(12), 795–810. <https://doi.org/https://doi.org/10.1177/1045389X02013012005>
- Govindjee, S., & Kasper, E. P. (1999). Computational aspects of one-dimensional shape memory alloy modeling with phase diagrams. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 171(3), 309–326. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0045-7825\(98\)00213-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0045-7825(98)00213-8)
- Guanjun, B., Hui, F., Lingfeng, C., Yuehua, W., Fang, X., Qinghua, Y., & Libin, Z. (2018). Soft Robotics: Academic Insights and Perspectives Through Bibliometric Analysis. *Soft Robotics*, 5. <https://doi.org/10.1089/soro.2017.0135>
- Guo, S., Sun, X., Ishii, K., & Guo, J. (2008). SMA Actuator-based novel type of peristaltic micropump. *2008 International Conference on Information and Automation*, 1620–1625. <https://doi.org/10.1109/ICINFA.2008.4608263>
- Haeufle, D., Gunther, M., Bayer, A., & Schmit, S. (2014). Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1531–1536. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.009>
- Hatze, H. (1978). A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 28(3), 143–157. <https://doi.org/10.1007/BF00337136>
- Hayashibe, M., Guiraud, D., & Poignet, P. (2009). EMG-Based Neuromuscular Modeling with Full Physiological Dynamics and Its Comparison with Modified Hill Model EMG-Based Neuromuscular Modeling with Full Physiological Dynamics and Its Comparison with Modified Hill Model. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, September 2009*. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333147>
- He, Q., Yu, M., Song, L., Ding, H., Zhang, X., & Dai, Z. (2011). Experimental Study and Model Analysis of the Performance of IPMC Membranes with Various Thickness. *Journal of Bionic Engineering*, 8(1), 77–85. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(11\)60001-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1672-6529(11)60001-2)
- Hernandez Navarro, F. (2015). *Estudio de propiedades térmicas y magnéticas en*

- aleaciones Ni-Fe-Ga-X (X=Al,Sn)*. IPICYT.
- HILL, A. V. (1950). The series elastic component of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*. Royal Society (Great Britain), 137(887), 273–280. <https://doi.org/10.1098/rspb.1950.0035>
- Hoh, D. J., Hoh, B. L., Amar, A. P., & Wang, M. Y. (2009). SHAPE MEMORY ALLOYS: METALLURGY, BIOCMPATIBILITY, AND BIOMECHANICS FOR NEUROSURGICAL APPLICATIONS. *Operative Neurosurgery*, 64(suppl_5), ons199–ons214. <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000330392.09889.99>
- Hristoforou, E., & Ktena, A. (2007). Magnetostriction and magnetostrictive materials for sensing applications. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 316(2 SPEC. ISS.), 372–378. <https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2007.03.025>
- Jadhav, A., & Gawade, S. (2012). A review on electrorheological fluids and its applications. *International Journal of Engineering Research & Technology*, 1(December). <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.35785.34407>
- Jung, K., Nam, J., & Choi, H. (2003). Investigations on actuation characteristics of IPMC artificial muscle actuator. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 107(2), 183–192. [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(03\)00346-7](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(03)00346-7)
- Jung, S., Bae, J., & Moon, I. (2011). Lightweight prosthetic hand with five fingers using SMA actuator. *2011 11th International Conference on Control, Automation and Systems*, 1797–1800.
- Kapandji, A. I. (2005). *Anatomie Fonctionnelle Tome 1: Membre Supérieur* (6 edition). Maloine.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología Articular* (M. Torres Lacomba (Ed.); 6th ed.). Editorial Medica Panamericana.
- Khodayari, A., Zarefar, B., Kheirikhah, M. M., & Mirsadeghi, E. (2011). Force control of a SMA actuated gripper by using self tuning fuzzy PID controller. *2011 IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering*, 312–316. <https://doi.org/10.1109/ICCSC.2011.6190543>
- Kim, S. Y., Shin, H. S., Lee, Y. M., & Jeong, C. N. (1999). Properties of Electroresponsive Poly(vinyl alcohol)/Poly(acrylic acid) IPN Hydrogels under an Electric Stimulus. *Journal of Applied Polymer Science*, 73(9), 1675–1683. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4628\(19990829\)73:9<1675::AID-APP8>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4628(19990829)73:9<1675::AID-APP8>3.0.CO;2-9)
- Koo, B., Na, D. S., & Lee, S. (2009). Control of IPMC actuator using self-sensing method. In *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)* (Vol. 42, Issue 3). IFAC. <https://doi.org/10.3182/20090520-3-KR-3006.00043>
- Kružík, M., & Zimmer, J. (2010). A model of shape memory alloys taking into account plasticity. *IMA Journal of Applied Mathematics*, 76(1), 193–216. <https://doi.org/10.1093/imamat/hxq058>
- Kumar, B. R., & Ranganatha, S. (2013). A Study of Stiffness and Damping Characteristics of Conventional Fluid and Smart Fluid Applied to Squeeze Film Damper. *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering*, 6, 5.
- Lagoudas, D. (2008). *Shape Memory Alloys Modeling and Engineering Applications*. Springer.
- Laschi, C., & Cianchetti, M. (2014). Soft robotics: new perspectives for robot bodyware and control. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2014.00003>

- Lee Delp, S. (1990). *Surgery Simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstruction of the lower limb*. Stanford University.
- Li, J., & Tian, H. (2018). Position control of SMA actuator based on inverse empirical model and SMC-RBF compensation. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 108, 203–215. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2018.02.004>
- Li, J., Zu, L., Zhong, G., He, M., Yin, H., & Tan, Y. (2017). Stiffness characteristics of soft finger with embedded SMA fibers. *Composite Structures*, 160, 758–764. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2016.10.045>
- Li, Z., Liao, J., Xi, Z., Zhu, W., & Zhang, Z. (2019). Influence of Steric Hindrance on Ferro- and Piezoelectric Performance of Poly(vinylidene fluoride)-Based Ferroelectric Polymers. *Macromolecular Chemistry and Physics*, 220(21), 1–11. <https://doi.org/10.1002/macp.201900273>
- Liang, C., & Rogers, C. A. (1992). A multi-dimensional constitutive model for shape memory alloys. *Journal of Engineering Mathematics*, 26(3), 429–443. <https://doi.org/10.1007/BF00042744>
- Loaiza, J. L., & Arzola, N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *DYNA (Colombia)*, 78(169), 1–11. <https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/19354/48745>
- Lopez-Garcia, O., Carnicero, A., & Ruiz Pablos, R. (2003). Materiales inteligentes I/II: introducción a los materiales del siglo XXI. In *Anales de mecánica y electricidad, ISSN 0003-2506, Vol. 80, Fasc. 6, 2003, pags. 40-46* (Vol. 80).
- Lopez Ferreño, I. (2015). *Elaboración y caracterización de aleaciones con memoria de forma monocristalinas de Cu-Al-Ni y Cu-Al-Be para altas temperaturas* [Universidad del País Vasco]. <https://addi.ehu.es/handle/10810/21688>
- Martínez Riachi, S., Carreño, C., Constable, L., Tarabáin, P., & Freites, M. (2005). Cristales Líquidos, Un ejemplo fantástico de aplicación tecnológica de las propiedades de la materia. In Area de Promoción Científica de la Agencia Córdoba Ciencias (Ed.), *Cordobensis*. Cordobensis. <http://www.cba.gov.ar/wp-content/4p96humuzp/2013/03/Cristales+liquidos..pdf>
- Millard, M., & Uchida, T. (2013). *Flexing Computational Muscle : Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. May 2014*. <https://doi.org/10.1115/1.4023390>
- Ministerio de ciencia e Innovación. (2010). Materiales piezoeléctricos. In *Vigilancia tecnológica* (Vol. 3). http://icono.fecyt.es/informespublicaciones/Documents/BVT_MAT_N3.pdf
- Mohd Jani, J., Leary, M., Subic, A., & Gibson, M. (2014). A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. In *Materials & Design* (Vol. 56). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.084>
- Moreno, L., Muñoz, M., Garrido, S., & Blanco, D. (2009). Materiales inteligentes: aleaciones con memoria de forma (SMA). In *Revista de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales - Serie A: Matemáticas*.
- Moura, T. D. O., Tsukamoto, T., de Lima Monteiro, D. W., & Tanaka, S. (2016). Hybrid MEMS-SMA structure for intraocular lenses. *Sensors and Actuators A: Physical*, 243, 15–24. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.sna.2016.03.005>
- Müller, I., & Xu, H. (1991). On the pseudo-elastic hysteresis. *Acta Metallurgica et Materialia*, 39(3), 263–271. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0956-7151\(91\)90305-K](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0956-7151(91)90305-K)
- Murillo, N., Jimenez, I., Velte, D., Adarraga, O., & Perez, A. (2011). *Informe de*

- Prospectiva. Nuevos Materiales Inteligentes* (Issue January).
- Netter, F. (2011). *Atlas de Anatomía Humana*. Elsevier. <http://media.axon.es/pdf/83687.pdf>
- Noh, T. G., Tak, Y., Nam, J. Do, & Choi, H. (2002). Electrochemical characterization of polymer actuator with large interfacial area. *Electrochimica Acta*, 47(13–14), 2341–2346. [https://doi.org/10.1016/S0013-4686\(02\)00089-0](https://doi.org/10.1016/S0013-4686(02)00089-0)
- Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (Tercera). Elsevier.
- Nurzaman, S., Iida, F., Laschi, C., Ishiguro, A., & Wood, R. (2013). Soft Robotics [TC Spotlight]. In *Robotics & Automation Magazine, IEEE* (Vol. 20). <https://doi.org/10.1109/MRA.2013.2279342>
- Ortiz, L., & Ángeles, G. (2018). Materiales inteligentes. *Universitarios Potosinos*, 9. <http://www.actimat.es/web/magnetoreologicos.asp>
- Pang, M., Guo, S., Song, Z., & Zhang, S. (2013). sEMG Signal and Hill Model based Continuous Prediction for Hand Grasping Motion. In ICME (Ed.), *2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering* (pp. 329–333). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICCME.2013.6548264>
- Patoor, E., & Berveiller, M. (1997). Micromechanical Modelling of the Thermomechanical Behavior of Shape Memory Alloys. *International Centre for Mechanical Sciences*, 368. https://doi.org/978-3-7091-2660-8_5
- Peng, C., Yin, Y. H., Hong, H. B., Zhang, J. J., & Chen, X. (2017). Bio-inspired Design Methodology of Sensor-actuator-structure Integrated System for Artificial Muscle Using SMA. *Procedia CIRP*, 65, 299–303. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.procir.2017.04.016>
- Perez Romero, M. A. (2011). *Análisis cinemático e implementación de una mano robotica servo-articulada aplicable como protesis*. Instituto Politecnico Nacional.
- Polímeros Electroactivos*. (2018). <https://www.hisour.com/es/electroactive-polymers-42852/>
- Protesica Colombia. (2017). *Manos mioelectricas vs mecanicas ¿Como elegir la adecuada?* Protesica. <http://protesica.com.co/mano-mioelectricas-vs-mecanicas/>
- Quintero Quiroz, C., Jaramillo Zapata, A., De Ossa Jiménez, M. T., & Villegas Bolaños, P. A. (2015). Estudio descriptivo de condiciones del muñón en personas usuarias de prótesis de miembros inferiores. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 25(2), 94–103. <https://doi.org/10.28957/rcmfr.v25n2a1>
- Ramirez, J. L. (2016). *Development of an artificial muscle for a soft robotic hand prosthesis*. universite Paris Ouest.
- Ramirez, J. L., Rubiano, A., Jouandeau, N., Gallimard, L., & Polit, O. (2017). Artificial Muscles Design Methodology Applied to Robotic Fingers. In Springer (Ed.), *Smart Structures and Materials* (pp. 209–225). Springer. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-319-44507-6_11
- Raniecki, B., & Christian, L. (1994). Models of Pseudoelasticity and Their Specification for Some Shape Memory Solids. *European Journal of Mechanics*, 13(1), 21–50. <https://link-springer-com.ezproxy.umng.edu.co/content/pdf/bfm%3A978-3-7091-4348-3%2F1.pdf>
- Rubiano, A. (2016). *Smart Control of a Soft Robotic Hand Prosthesis*. Université Paris.
- Sandoval, O., Herrera, I., & Gonzalez, B. (2013). Diseño de un sistema de adquisición de señales electromiográficas inalámbrico. *X Congreso Internacional Sobre Innovacion y Desarrollo Tecnológico, May 2014*.

- Siredey, N., Patoor, E., Berveiller, M., & Eberhardt, A. (1999). Constitutive equations for polycrystalline thermoelastic shape memory alloys.: Part I. Intragranular interactions and behavior of the grain. *International Journal of Solids and Structures*, 36(28), 4289–4315. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7683\(98\)00196-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0020-7683(98)00196-6)
- Staugaard Jones, J. A. (2014). *Anatomía del ejercicio y el movimiento*. Editorial Paidotribo.
- Tanaka, K., Nishimura, F., Hayashi, T., Tobushi, H., & LExcellent, C. (1995). Phenomenological analysis on subloops and cyclic behavior in shape memory alloys under mechanical and/or thermal loads. *Mechanics of Materials*, 19(4), 281–292. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-6636\(94\)00038-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-6636(94)00038-1)
- Tatarian, K., Coucerio, M., Riberio, E., & Faria, D. (2018). Stepping-stones to Transhumanism : An EMG- controlled Low-cost Prosthetic Hand for Academia. 2018 *International Conference on Intelligent Systems (IS)*, November. <https://doi.org/10.1109/IS.2018.8710489>
- TAYLOR, C. L., & SCHWARZ, R. J. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial Limbs*, 2(2), 22–35.
- Teramoro Ohara, A. (2016). Importancia clinica del punto austenitico final en la seleccion de las aleaciones de niquel-titanio para su aplicacion en arcos utilizados en ortodoncia. *Revista Odontologia Mexicana*2, 20, 166–173. <http://www.medigraphic.com/pdfs/odon/uo-2016/uo163c.pdf>
- Tondu, B., & Zagal, S. D. (2006). McKibben artificial muscle can be adapted to be in accordance with the Hill skeletal muscle model. *Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006, BioRob 2006*, 2006(3), 714–720. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2006.1639174>
- Tripodi, M. A., Puri, V. M., Manbeck, H. B., & Messing, G. L. (1992). Constitutive models for cohesive particulate materials. *Journal of Agricultural Engineering Research*, 53(C), 1–21. [https://doi.org/10.1016/0021-8634\(92\)80071-Y](https://doi.org/10.1016/0021-8634(92)80071-Y)
- Trivedi, D., Rahn, C., Kier, W., & Walker, I. (2008). Soft Robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applies Bionics and Biomechanics*, 5, 99–117. <https://doi.org/https://doi.org/10.1080/11762320802557865>.
- Vantadori, S., Carpinteri, A., Di Cocco, V., Iacoviello, F., & Natali, S. (2018). Fatigue analysis of a near-equiatomic pseudo-elastic NiTi SMA. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 94, 110–119. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.tafmec.2018.01.012>
- Vedantam, S., & Abeyaratne, R. (2005). A Helmholtz free-energy function for a Cu–Al–Ni shape memory alloy. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 40(2), 177–193. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2004.05.005>
- Villoslada, A., Flores-Caballero, A., Copaci, D., Blanco, D., & Moreno, L. (2014). High-displacement fast-cooling flexible Shape Memory Alloy actuator: Application to an anthropomorphic robotic hand. *2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 27–32. <https://doi.org/10.1109/HUMANOIDS.2014.7041333>
- Vivet, A., & LExcellent, C. (1998). Micromechanical modelling for tension–compression pseudoelastic behavior of AuCd single crystals. *The European Physical Journal - Applied Physics*, 4(2), 125–132. <https://doi.org/DOI: 10.1051/epjap:1998251>
- Vokoun, D., He, Q., Heller, L., Yu, M., & Dai, Z. (2015). Modeling of IPMC Cantilever’s Displacements and Blocking Forces. *Journal of Bionic Engineering*, 12(1), 142–151. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(14\)60108-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60108-6)
- Wang, Q. M., Zhang, Q., Xu, B., Liu, R., & Cross, L. E. (1999). Nonlinear piezoelectric

- behavior of ceramic bending mode actuators under strong electric fields. *Journal of Applied Physics*, 86(6), 3352–3360. <https://doi.org/10.1063/1.371213>
- Wheeler, R. W., Calkins, F. T., Petersen, A., Turner, T. L., Pless, J. M., Stebner, A. P., Benafan, O., Gao, X., Ghanbari, Z., Hommer, G., & Lagoudas, D. (2016). Engineering Design Tools for Shape Memory Alloy Actuators : Casmart Collaborative Best Practices and Case Studies. *SMASIS2016-9183*, 1–21.
- Winters, J. M. (1990). Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective. *Multiple Muscle Systems*, 69–93. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5_5
- Yuan, H., Fauroux, J. C., Chapelle, F., & Balandraud, X. (2017). A review of rotary actuators based on shape memory alloys. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 28(14), 1863–1885. <https://doi.org/10.1177/1045389X16682848>
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359–411.
- Zhang, J., Yin, Y., & Zhu, J. (2013). Sigmoid-based hysteresis modeling and high-speed tracking control of SMA-artificial muscle. *Sensors and Actuators A: Physical*, 201, 264–273. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.07.036>