

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MANO BASADO EN
MÚSCULOS ACTIVOS ARTIFICIALES (EAP) DE DOS
DEDOS PARA AYUDA EN LA VIDA DIARIA**

Tesis para optar el Título de **Ingeniero Electrónico**, que presenta el bachiller:

José Jhonatan Corman Armas

ASESOR: Luis Vilcahuamán

Lima, Junio del 2016

RESUMEN

Las principales enfermedades causantes de disfunción motora son los trastornos neurológicos, los cuales comprenden desde la epilepsia, esclerosis múltiple, Alzheimer, accidentes cerebro vasculares hasta dolor de cabeza. La pérdida total o parcial de la autonomía de la mano es el resultado más frecuente. Esto ocasiona en la persona la incapacidad para realizar sus tareas de forma independiente afectando tanto su vida como su autoestima.

Los primeros dispositivos de ayuda en la vida diaria fueron los dispositivos netamente mecánicos, en donde encontramos cucharas, tenedores, cuchillos especiales entre otros, luego con la aparición de la electrónica los dispositivos evolucionaron hasta convertirse en prótesis o exoesqueletos cada vez más sofisticadas. Entre las prótesis más sofisticadas se encuentran las capaces de simular los movimientos, velocidad y fuerza de una mano real; sin embargo, debido a su alto costo son muy poco usados en el Perú.

La presente tesis tiene como objetivo principal el diseño en una versión primaria de exoesqueleto de mano basado en músculo activo artificial (Flexinol) con dos dedos para la ayuda en la vida diaria. Como objetivos específicos se estudiaron la biomecánica de la mano, se analizó el uso del Flexinol, se implementó una mano impresa en 3D y se diseñó el sistema eléctrico y electrónico para el control del Flexinol con pruebas de movimientos y funciones básicas.

En el prototipo, se utilizaron técnicas de ahorro de corriente como PWM para excitar al Flexinol; además, del uso de mosfets en lugar de transistores obteniendo un consumo total entre 500-700 mA. Por otro lado, el control de la planta permitió reproducir los movimientos de abducción y aducción de una mano real con una precisión de 2 grados sexagesimales. Por último, el prototipo obtenido es de bajo costo y peso con la finalidad de estar al alcance de todas las personas.

FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para ayuda en la vida diaria.
 Área : Bioingeniería # 1296
 Asesor : Luis Vilcahuamán Cajacuri
 Alumno : José Jhonatan Corman Armas
 Código : 20101004
 Fecha : 02 de setiembre del 2015



Descripción y Objetivos

Los trastornos neurologicos son una enfermedad que comprende desde el Alzheimer, epilepsia, accidentes cerebro vasculares, esclerosis múltiple hasta dolor de cabeza, los cuales causan disfunción motora. La consecuencia frecuente es la pérdida total o parcial de la autonomía sobre la mano, generando en la persona la incapacidad de poder realizar sus tareas de forma individual afectando la autoestima y la calida de vida.

Los dispositivos más usados para suplir esta discapacidad son las prótesis mecánicas, cosméticas y mioeléctricas, estas últimas, las más parecidas a una mano real, pueden llegar a simular los movimientos, velocidad y fuerza de una mano; sin embargo, debido a su alto costo son muy poco usados en el Perú. Es por este motivo que el presente trabajo de tesis tiene como objetivo general el diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculo activo artificial con dos dedos para la ayuda de la vida diaria.

El prototipo a desarrollarse permitirá reproducir algunos movimientos de una mano real; asimismo, será de bajo costo y peso, con lo cual estará al alcance de todas las personas, Por otro lado, se podrá controlar la corriente que circula por el flexinol. Como objetivos específicos se estudiará la biomecánica de la mano, se implementará una mano mecánica artificial usando la impresora 3D, se analizará el uso del flexinol, y se diseñará el sistema eléctrico y electrónico para el control del flexinol y pruebas del prototipo con movimientos y funciones básicas.

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

M. Sc. Ing. MIGUEL ANGEL CATÁÑO SÁNCHEZ
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

MÁXIMO 50 PÁGINAS

FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para .ayuda en la vida diaria.

Índice

Introducción

1. Planteamiento de la problemática sobre la pérdida de la movilidad de la mano
2. Fundamentos para el diseño del exoesqueleto, EAP y biomecánica de la mano
3. Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales de dos dedos para la ayuda en la vida diaria
4. Pruebas y resultados

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

Anexos



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

M. Sc. Ing. MIGUEL ANGEL CATANO SANCHEZ
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

MÁXIMO 50 PÁGINAS





A Dios y a mi familia, por su apoyo y amor incondicional.

A mi abuelo Marino, Dionisia y María por ser parte

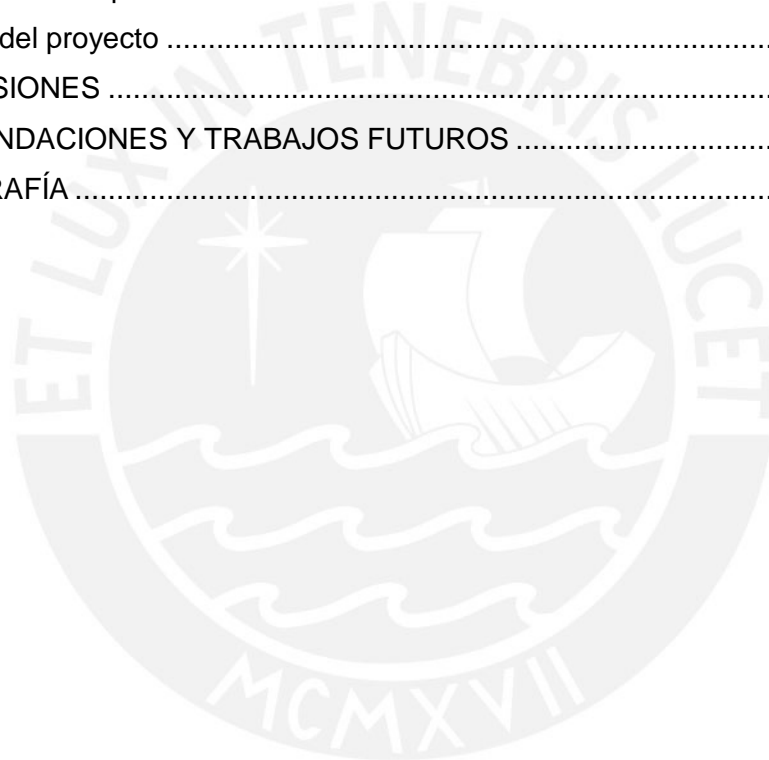
de esta gran experiencia.

¡Gracias!

Índice General

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1: PLANTEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA SOBRE LA PÉRDIDA DE LA MOVILIDAD DE LA MANO	2
1.1 Marco Problemático	2
1.2 Estado del Arte.....	3
1.2.1 Presentación del asunto de estudio.....	3
1.2.2 El Estado de la Investigación.....	4
1.3 Justificación.....	9
1.4 Objetivos Principales.....	10
1.4.1 Objetivo General	10
1.4.2 Objetivos Específicos	10
CAPITULO 2: FUNDAMENTOS PARA EL DISEÑO DEL EXOESQUELETO, EAP Y BIOMECÁNICA DE LA MANO	11
2.1 Fundamentos fisiológicos-clínicos de la mano.....	11
2.2 Ayuda biomecánica y exoesqueleto	14
2.2.1 Ayuda Biomecánica.....	14
2.2.2 Exoesqueleto.....	14
2.3 Conceptos del músculo activo artificial (EAP)-Flexinol	15
2.3.1 Flexinol.....	15
2.3.2 Características del Flexinol.....	15
2.4 Concepto del sistema de adquisición de señales	17
2.5 Concepto y características del sistema electrónico del excitador	19
CAPITULO 3: DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MANO BASADO EN MÚSCULOS ACTIVOS ARTIFICIALES DE DOS DEDOS PARA LA AYUDA EN LA VIDA DIARIA .	20
3.1 Planteamiento del diseño	20
3.2 Diseño de la Mano en 3D	21
3.3 Diseño del excitador de potencia, circuito de sensor angular y ventilador	24
3.3.1 Selección de componentes.....	24
3.3.2 Diseño de Circuitos	28
3.4 Diseño del controlador e interface	31
3.4.1 Modelamiento del Flexinol.....	31
3.4.2 Modelo del dedo.....	39

3.4.3 Diseño del programa para realizar el control de la posición angular del dedo.....	42
CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS	45
4.1 Pruebas de la mano impresa en 3D	45
4.2 Pruebas de funcionamiento del excitador de potencia, circuito sensor y ventilador	45
4.3 Pruebas de funcionamiento de Controlador e interface	47
4.3.1 Sintonización del PID	47
4.3.2 Prueba de funcionamiento del dedo índice.....	52
4.3.3 Pruebas con el dedo Pulgar	55
4.3.4 Pruebas con el ventilador	58
4.3.5 Pruebas con peso	59
4.4 Costo del proyecto	61
CONCLUSIONES	62
RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	63
BIBLIOGRAFÍA	64



Índice de Figuras

Figura 1.1: Posicionamiento de los electrodos para medir los pulsos eléctricos en la médula espinal [6].....	4
Figura 1.2: Mano Robótica [13]	6
Figura 1.3: The Smart Robot Hand [14].....	7
Figura 1.4: EH1 Milano Hand [15]	7
Figura 1.5: Actuated Sheffield Hand [16]	8
Figura 1.6: Exohand de Festo [17]	8
Figura 2.1: Posicionamiento de los tendones de músculos flexores [26]	12
Figura 2.2: Distribución de tendones de los músculos extensores [26].....	12
Figura 2.3: Huesos que componen el dedo pulgar [26]	12
Figura 2.4: Fuerza medida de la mano derecha e izquierda de hombres de 10 a 18 años de edad [28].	13
Figura 2.5: Fuerza medida de la mano derecha e izquierda de mujeres de 10 a 18 años de edad [28].	13
Figura 3.1: Representación del esquema en general del prototipo. Fuente: Elaboración propia.....	20
Figura 3.2: Esquema general del dedo [2].....	22
Figura 3.3: Material Filaflex y PLA y piezas fabricadas [33].....	23
Figura 3.4: Diseño final de la mano. Fuente: Elaboración propia.....	23
Figura 3.5: Plataforma regulable de pruebas. Fuente: Elaboración propia	23
Figura 3.6: Grafico de la fuerza de los actuadores versus su peso [19].....	25
Figura 3.7: Conexión de la parte de control y potencia. Fuente: Elaboración propia....	29
Figura 3.8: Conexión del regulador. Fuente: Elaboración propia	30
Figura 3.9: Conexión del Sensor. Fuente: Elaboración propia	30
Figura 3.10: Circuito excitador. Fuente: Elaboración propia	30
Figura 3.11: Circuito regulador, sensor, excitador y Arduino Mega. Fuente: Elaboración propia.....	31
Figura 3.12: Simulación en simulink del modelamiento térmico. Fuente: Elaboración propia.....	33
Figura 3.13: Respuesta de la temperatura del Flexinol respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia	33
Figura 3.14: Transformación de fase versus temperatura [19].....	34
Figura 3.15: Simulación de la fase de transformación. Fuente: Elaboración propia	35

Figura 3.16: Respuesta del cambio de fase del Flexinol respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia	35
Figura 3.17: Grafica de la simulación de la deformación mecánica versus el tiempo [19]	36
Figura 3.18: Grafica de la simulación de la deformación mecánica versus el tiempo [19]	37
Figura 3.19: Respuesta de la deformación del material respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia	37
Figura 3.20: Trabajo mecánico versus el estrés durante la etapa de calentamiento [19]	38
Figura 3.21: Simulación de la generación de fuerza: Elaboración propia.....	39
Figura 3.22: Respuesta de la generación de fuerza respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia	39
Figura 3.23: Diagrama de cuerpo libre y diagrama dinámico de la una mano [35].....	40
Figura 3.24: Diagrama de fuerzas del modelo del dedo. Fuente: Adaptación del [35] .	41
Figura 3.25: Simulación del actuador y planta ante un escalón: Elaboración propia....	41
Figura 3.26: Respuesta del sistema total respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia.....	42
Figura 3.27: Respuesta de la posición angular respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia.....	42
Figura 3.28: Diagrama de Flujo del prototipo. Fuente: Elaboración propia	44
Figura 4.1: Prueba de funcionamiento del excitado de potencia. Fuente: Elaboración propia.....	46
Figura 4.2: Plataforma utilizada y resultados a un Duty cycle de 50%. Fuente: Elaboración propia	47
Figura 4.3: Respuesta de la posición angular respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia.....	47
Figura 4.4: Sintonización de los parámetros PID. Fuente: Elaboración propia.....	48
Figura 4.5: Respuesta del sistema real sintonizado respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia	48
Figura 4.6: Sistema de control implementado. Fuente: Elaboración propia	50
Figura 4.7: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.72$, $K_i=0.18$, $K_d=0.26$. Fuente: Elaboración propia	51
Figura 4.8: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.72$, $K_i=0.18$, $K_d=0.28$. Fuente: Elaboración propia	51
Figura 4.9: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.7$, $K_i=0.182$, $K_d=0.28$. Fuente: Elaboración propia	52

Figura 4.10: Grafica de la prueba del dedo índice a 40 grados. Fuente: Elaboración propia.....	53
Figura 4.11: Resultado de la prueba de 40 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia	53
Figura 4.12: Grafica de la prueba del dedo índice a 45 grados. Fuente: Elaboración propia.....	53
Figura 4.13: Resultado de la prueba a 45 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia	54
Figura 4.14: Grafica de la prueba del dedo índice a 60 grados. Fuente: Elaboración propia.....	54
Figura 4.15: Resultado de la prueba a 60 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia	54
Figura 4.16: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 30 grados. Fuente: Elaboración propia.....	56
Figura 4.17: Resultado de la prueba a 30 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia	56
Figura 4.18: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 45 grados. Fuente: Elaboración propia.....	56
Figura 4.19: Resultado de la prueba a 45 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia	57
Figura 4.20: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 60 grados. Fuente: Elaboración propia.....	57
Figura 4.21: Resultado de la prueba a 60 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia	57
Figura 4.22: Gráfica de la etapa de enfriamiento sin ventilador. Fuente: Elaboración propia.....	58
Figura 4.23: Gráfica de la etapa de enfriamiento con ventilador. Fuente: Elaboración propia.....	58
Figura 4.24: Gráfica del dedo pulgar con peso. Fuente: Elaboración propia.....	59
Figura 4.25: Resultado de la prueba de peso en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia.....	59
Figura 4.26: Gráfica del dedo índice con peso. Fuente: Elaboración propia	60
Figura 4.27: Resultado de la prueba de peso en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia.....	60

Índice de Tablas

Tabla 2.1: Rango de movimiento de cada articulación de la mano [27].	14
Tabla 2.2: Tabla de propiedades del Flexinol [26]	16
Tabla 2. 3: Factores de aumento de velocidad de relajación utilizando distintos métodos de enfriamiento [26].	17
Tabla 3. 1: Tabla de longitud estándares de las falanges de la mano [1].	21
Tabla 3.2: Características principales del Opto Acoplador 4n25.	25
Tabla 3. 3: Características del Mosfet IRF820.	26
Tabla 3. 4: Características del Sensor Flex.	26
Tabla 3. 5: Características del operador operacional cuádruple LM324.	26
Tabla 3. 6: Características del regulador I7809.	27
Tabla 3. 7: Características del regulador I7812.	27
Tabla 3. 8: Características del Arduino- mega.	28
Tabla 3. 9: Características del Ventilador.	28
Tabla 3. 10: Parámetros del Flexinol [19]	32
Tabla 3. 11: Condiciones de la transformación de fase [19].	35
Tabla 4.1: Pruebas a diferentes Duty cycle.	46
Tabla 4.2: Costos del proyecto	61

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la discapacidad motora es un problema que afecta a muchas personas alrededor del mundo causando desde una baja autoestima, debido a la necesidad de tener una persona para realizar las actividades, hasta llegar a estar postrados en una habitación por falta de atención [21]. En el Perú, existen centros de ayuda a personas con este tipo de discapacidad, pero debido al déficit de inversión en infraestructura no es posible abastecer la alta demanda [41].

El uso de tecnología en los centros de rehabilitación es cada vez más importante, ya que ayuda al paciente a tener una pronta recuperación y mejor calidad de vida y el Perú no es ajena a este cambio. Gracias a las investigaciones y prototipos realizados para la ayuda en la vida diaria se podrán diseñar productos iguales o más sofisticados que en los países más desarrollados.

En el mercado mundial existen prótesis de mano muy sofisticadas, las cuales tratan de asemejarse a una mano real tanto en su fuerza, destreza y velocidad. Los representantes más conocidos en este ámbito son TOUCH BIONICS y BE BIONIC que han desarrollado prótesis de mano mioeléctricas capaces de ejecutar todas las acciones de una mano real incluso de poderse configurar de acuerdo a la tarea a realizar. Pero debido a su alto grado de complejidad estas prótesis tienen un alto costo alrededor de los 60 mil dólares americanos [23], [24].

El objetivo del presente estudio es diseñar un prototipo en una versión primaria de exoesqueleto de mano basado en EAP de dos dedos para la ayuda en la vida diaria, con la capacidad de realizar movimientos similares a una mano real.

El funcionamiento del prototipo es de la siguiente manera, el actuador genera un desplazamiento que es transmitido al dedo, este movimiento es medido y procesado por un microcontrolador, el cual se encarga de ejecutar la lógica de control que permitirá adoptar las posiciones finales que se programen.

CAPITULO 1: PLANTEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA SOBRE LA PÉRDIDA DE LA MOVILIDAD DE LA MANO

1.1 Marco Problemático

En el Perú, según el INEI el 5.2% de la población total tienen algún tipo de discapacidad, entre la más frecuentes se encuentra la motora, con un 59.2% del total de discapacitados [39]. Esta deficiencia se ve reflejada principalmente en personas de mayor edad, generando la pérdida creciente de la fuerza en sus músculos [22].

La discapacidad de miembro superior afecta alrededor de 378 mil personas en el Perú, ocasionando dificultad para sostener objetos pequeños como monedas o lápices, y problemas para poder usar cubiertos [39]. Para ayudar a esta clase de personas es necesario incrementar el desarrollo de prótesis, ortesis o exoesqueletos, con fin de reducir el costo de estos dispositivos, ya que su precio es muy elevado [23].

En la actualidad existen prótesis de miembro superior muy sofisticadas las cuales nos brindan precisión, velocidad hasta sensación del tacto. Las prótesis de mano mioeléctrica más avanzadas son capaces de realizar cualquier acción que una mano humana desarrollaría, incluso, aumentar su fuerza y programarla dependiendo de la tarea a realizar, pero la gran desventaja es su alto costo, una prótesis con las características mencionadas estaría costando aproximadamente 60 mil dólares americanos [23], [24].

La prótesis de mano de menor costo en el mercado es la fabricada por Open Bionics de aproximadamente unos 3 mil dólares americanos, sus características principales son las de contar con sensores de presión que le permite sujetar objetos tan frágiles como un huevo y de ser fabricadas a medida de cada discapacitado [40].

El desarrollo de prótesis a nivel nacional ha aumentado considerablemente, pero no se ha profundizado en el uso del Flexinol como actuador, el cual permitirá reducir notablemente el precio y peso de esta clase de dispositivos [11].

En el presente trabajo se desarrollará un exoesqueleto en una versión primaria de dos dedos de la mano con algunos movimientos definidos, lo cual ayudará a las personas que han perdido fuerza en los brazos o han sufrido algún tipo de trastorno de origen neurológico, ya sea enfermedades cerebrovasculares o lesiones traumáticas cerebrales.

1.2 Estado del Arte

1.2.1 Presentación del asunto de estudio

Los trastornos neurológicos es una enfermedad que comprende desde Alzheimer, epilepsia, accidentes cerebro vasculares, esclerosis múltiple hasta dolor de cabeza, los cuales causan disfunción motora. Según el informe de las Organización Mundial de la Salud (OMS) esta enfermedad afecta alrededor de mil millones de personas en todo el mundo y se estima que cada año mueren alrededor de 6.8 millones de personas como consecuencia [21]. En muchos países en desarrollo como el Perú, los servicios de rehabilitación para personas que sufren de discapacidad son limitados, significa que muchas personas dependerán solo de sus familiares y de los recursos que ellos posean, situación que agrava la pobreza [20].

Una de las consecuencias frecuente en personas que han sufrido específicamente Enfermedades Cerebrovasculares o Lesiones Cerebrales Traumáticas es la pérdida total o parcial de la autonomía sobre la mano, generando en la persona la incapacidad de poder realizar sus tareas de forma individual afectando su autoestima y la calidad de vida [20].

Esta discapacidad en la mano consiste en la pérdida parcial o absoluta de la fuerza en los dedos al momento de levantar o agarrar cualquier tipo de objetos. Como consecuencia, la mayoría de personas usan dispositivos mecánicos para resolver solo un tipo de problema, por ejemplo, una cuchara especial, vasos mecánicos, etc.

Actualmente, en el Perú, los servicios de rehabilitación son muy limitados, ya que no existen programas de rehabilitación en zonas marginales y rurales del país; además, el Ministerio de Salud no cuenta con el presupuesto para brindar este tratamiento a todas las personas debido a su alta demanda [22]. Lo cual pone en manifiesto que solo la parte alta de la clase social tiene la posibilidad de gozar esta clase de servicio.

En base a lo explicado anteriormente, se desarrollaron diferentes tipos de dispositivos que se usan para la rehabilitación de la mano o para su uso permanente. Existen varios equipos muy sofisticados (prótesis, exoesqueletos, ortesis, etc), los cuales usan aparte de la mecánica de la mano robótica, la señal de los músculos como variable de entrada para la activación y selección del tipo de movimiento que se va a generar, pero estos equipos son muy costosos y no se encuentran al alcance de las personas de bajo recursos con este tipo de discapacidad.

En el presente estudio nos centraremos en desarrollar de un exoesqueleto de mano en una versión primaria como dispositivo biomecánico para la ayuda en la vida diaria el

cual tendrá como actuador al músculo activo artificial, generando una baja en el costo del equipo y la disminución del peso del mismo.

1.2.2 El Estado de la Investigación

Para estudiar el control de movimientos es importante saber el funcionamiento del cerebro y de la médula espinal, así como la neurología, rehabilitación médica, neurociencia cognitiva y bioingeniería. Una de las primeras señales de indicio de una lesión motora es la pérdida de la facultad de realizar algunos movimientos típicos, para tratar este tipo de enfermedades se realizan algunas pruebas a nivel neurológico, con lo cual se podría tener un diagnóstico sobre el cambio en el reflejo de la excitación del músculo, pero esto no proporciona toda la información necesaria para detectar el tipo de patología del desorden del movimiento [6]. Para tener un diagnóstico más preciso se hace uso de la electromiografía, el cual nos brinda las posibles disfunciones musculares y nerviosas [8]. Para el estudio del control neuronal de las piernas y brazos se utilizan varios electrodos posicionados en diferentes partes para registrar la actividad neuronal (Figura 1.1), gracias a estas herramientas se puede tener un diagnóstico más detallado sobre las enfermedades como el trastornos neuronales, trastornos de la marcha espástica, Huntington y otros [6].

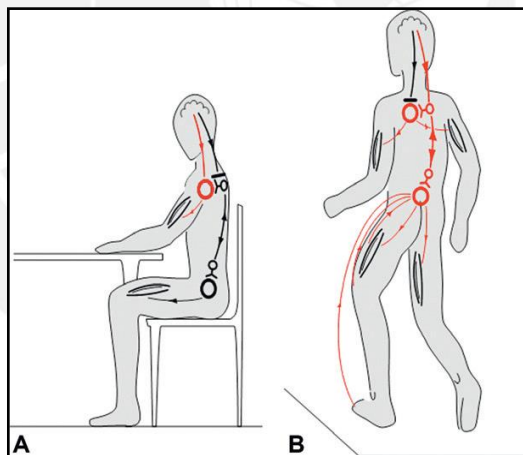


Figura 1.1: Posicionamiento de los electrodos para medir los pulsos eléctricos en la médula espinal [6]

Además de las enfermedades degenerativas que afectan directamente a los nervios del cuerpo, también hay casos de lesiones de la médula espinal por accidentes de tráfico, problemas cerebro vasculares, etc. Los cuales dejan diferentes tipos de traumas; por ejemplo, pérdida de la coordinación, pérdida del tacto, pérdida de la movilidad de los miembros superiores, inferiores o ambos.

Se vienen realizando muchas investigaciones en estos campos con el fin de ayudar a las personas. Por ejemplo, se ha diseñado un electrodo capaz de registrar la actividad

neuronal de una sola neurona a partir de un conjunto simultáneo de neuronas. Además, este electrodo puede ser usado como estimulador en la médula espinal produciendo movimientos de cualquiera de las extremidades [7].

Para demostrar que este dispositivo funciona correctamente, se realizaron 2 pruebas. En la primera, se utilizó una rana donde se le colocó los electrodos en la médula espinal con el fin de estimular los movimientos de las extremidades. La segunda prueba consistió en colocar los electrodos de forma invasiva en la corteza cerebral de una rata con el propósito de registrar información somato-sensorial. En ambos casos los experimentos fueron exitosos dando cabida en futuras investigaciones tener la capacidad de desarrollar una prótesis que ayude a recobrar el sentido del tacto [7].

Las prótesis mioeléctricas son preferidas por su control natural y su mejorada estética. Para accionarlas es necesario hacer el procesamiento de la señal EMG con lo cual se extraer la señal de energía, RMS y se podrá calcular el cruce por cero para luego mediante un algoritmo generar el control apropiado [3]. Una prueba para poder controlar las señales mioeléctricas en una persona sin la extremidad superior fue poner un electrodo como referencia en el hombro y los otros en un primer caso en el bíceps y tríceps y en otra oportunidad en el trapecio y romboide, en ambos casos se pudo medir la energía y RMS de la señal en pruebas de contracción y relajación de estos músculos. Se obtuvo como resultado que cuando el bíceps es activado el tríceps muestra una actividad, lo mismo ocurre con el trapecio y romboide, entonces se concluyó que cada músculo no es totalmente independiente [3].

Este tipo de tecnología sigue escalando, ya que podemos encontrar que en el año 2013 se ha fabricado una prótesis de las extremidades superiores, en la cual su principal aporte fue usar como señal de control la mioeléctrica [13]. En la investigación se describe los pasos que se realizaron para llegar al dispositivo final. Primero, se averiguó cómo captar la señal mioeléctrica para esto se usó electrodos posicionados en los músculos antecesores a la prótesis (método no invasivo de colocación de electrodos), luego en el tratamiento de la señal se utilizaría un preamplificador, amplificador, rectificador y un microcontrolador [13]. Para la utilización de la señal de control se evaluaron las ventajas y desventajas en 3 modos diferentes de accionamiento:

- Relacionado: La prótesis se cierra cuando el músculo se contrae y se abre cuando el músculo se relaja.
- Un disparo o Toggle: La prótesis se cierra con una contracción y con una nueva contracción se abre.

- Proporcional: La acción de abrir o cerrar la prótesis es proporcional a la intensidad de contracción muscular.

En los dos primeros modos los resultados fueron satisfactorios y en el tercero no se presentan avances, ya que al momento de la presentación de ese trabajo todavía no se llegaba a esta modalidad. Luego se construyó el prototipo y el software el cual permitía realizar el entrenamiento tanto del control como la precisión de la contracción muscular por parte de las personas con discapacidad (ver Figura 1.2) [13]. En conclusión, se ha desarrollado una prótesis de aluminio con accionamiento proporcional; además, se han realizado pruebas clínicas con pacientes con el fin de probar la facilidad de aprendizaje que se propuso al usar el software de entrenamiento (Training System), este tipo de software genera la posibilidad de un entrenamiento interactivo no sólo exclusivo con la prótesis sino también se podría extrapolarse a tareas de rehabilitación [13].

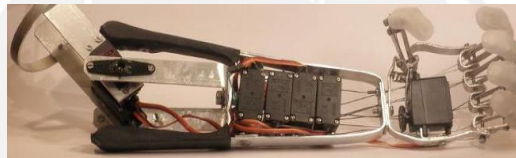


Figura 1.2: Mano Robótica [13]

Los exoesqueletos robóticos de extremidades inferiores son construidos para aumentar la performance, asistencia en personas con discapacidad, estudio de la fisionomía de la persona o en el re-entrenamiento de las deficiencias motoras. En la Universidad de Michigan se construyó un músculo artificial neumático para acoplarlo en las extremidades inferiores de un exoesqueleto con el fin de poder usar la energía neumática. Los autores se enfocaron en la articulación del tobillo porque contribuye ampliamente al momento de caminar. Asimismo, se consideró usar el control mioeléctrico, ya que se evidenció que este tipo de control tiene mayor ventaja en el campo de la rehabilitación que otros. Se construyó este exoesqueleto para saber cuánto se demora una persona en adaptarse y como resultado se obtuvo que después de 14-15 minutos las personas se encontraban casi totalmente adaptadas a este dispositivo, desde que se usa por primera vez se nota un cambio en el patrón al caminar, ya que biológicamente se reduce el desgaste cinemático del cuerpo [4].

La hipótesis acerca de que el exoesqueleto puede mejorar el rendimiento de la persona al caminar, disminuyendo el gasto de energía, ha generado que la cantidad de prototipos de exoesqueletos aumente. Una estrategia para lograr esto es que la cinemática de la marcha y el torque de la articulación sea la misma tanto en el

exoesqueleto como en la persona, logrando así reducir el esfuerzo humano al momento de caminar, pero en términos metabólicos no se produce alguna reducción y si hay alguna es muy poca. Para probar esto los autores utilizaron un exoesqueleto de tobillo, donde comparaban el desgaste de energía con el dispositivo y sin él [5].

Prótesis y exoesqueletos de mano:

Entre las manos robóticas más sofisticadas y más parecidas a las manos humanas tenemos: The Smart Robot Hand, EH1 Milano Hand, Actuated Sheffield Hand y el Exohand de Festo.

El primero modelo, el más sofisticado lo desarrolló la empresa Shadow Robot, el cual cuenta con 20 grados de libertad, sensores de fuerza, sensores táctiles ultrasensibles en las yemas de los dedos. Este tipo de mano se puede utilizar como herramienta de tele-operación o montado en una gama de mano robot como parte de un sistema de robot (ver Figura 1.3) [14].



Figura 1.3: The Smart Robot Hand [14]

El segundo modelo fue desarrollado por la empresa Elumotion, cuenta con cinco dedos compatibles accionados independientemente por motores eléctricos por medio de la transmisión del tendón, los sensores de corriente y de posición están habilitados para la interconexión bi-direccional entre la mano y el robot. Es una prótesis capaz de ser programada para poder agarrar una gran variedad de objetos gracias a la posición de los sensores y a la detección de las múltiples fuerzas (Figura 1.4) [15].



Figura 1.4: EH1 Milano Hand [15]

El tercero modelo, el EH1 Milano Hand, es fabricado por Elumotion Ltd, este diseño es una réplica de Sheffield Hand de Orebro University. Pero con la diferencia de que

mediante un arreglo de actuadores se pudo conseguir que la mano cuente con 12 grados de libertad (Figura 1.5) [16].

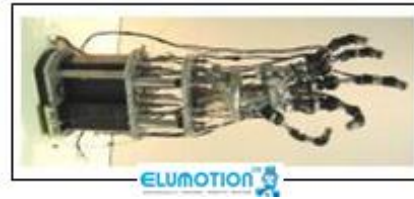


Figura 1.5: Actuated Sheffield Hand [16]

Por último, el Exohand de Festo es un exoesqueleto para la mano que se usa como guante, tiene como características principales el aumento de fuerza y posee una interfaz cerebro-computadora, lo cual genera que se la acción del exoesqueleto sea mediante la voluntad del paciente (Figura 1.6) [17].



Figura 1.6: Exohand de Festo [17]

1.3 Justificación

El mundo se globaliza cada día más y el Perú no es ajeno a este proceso, por ende actualmente es mucho más accesible realizar investigación en temas que en el pasado era muy difícil de hacer. Los dispositivos biomecánicos de ayuda a las personas como son las prótesis, ortesis o exoesqueletos son muy sofisticados a nivel mundial. En el Perú ya se ha comenzado a desarrollar este tipo de tecnología, pero no en gran cantidad ni énfasis. Es muy importante que empecemos a desarrollar diseños y prototipos, ya que estos nos van a poder ayudar a desarrollar mejores dispositivos biomecánicos, que son muy necesarios en un país como el nuestro; además, de disminuir la dependencia que existe con los otros países, pues toda la tecnología industrial y de consumo proviene del extranjero.

En el Perú, la discapacidad de miembros superiores afecta alrededor de 378 mil personas, siendo los más perjudicados aquellos que viven en zonas rurales, aproximadamente 87 mil personas, debido a que no cuentan con recursos suficientes para adquirir una prótesis, ortesis o exoesqueleto sofisticado [39]. En la presente tesis se desarrollará un prototipo en versión primaria de exoesqueleto con el fin de mejorar la calidad de vida de estas personas y al mismo tiempo generar un mercado, de tal forma que se fomente el desarrollo de esta clase de dispositivos. Por otro lado, se busca fomentar el estudio de nuevas tecnologías, como el Flexinol, con la finalidad de desarrollar dispositivos cada vez más sofisticados, los cuales puedan contribuir a la sociedad.

1.4 Objetivos Principales

1.4.1 Objetivo General

Diseñar un prototipo de exoesqueleto en una versión primaria de los dedos pulgar e índice, similar a una mano humana, con movimientos de aducción y abducción muy parecidos a la mano real, utilizando como actuador el músculo artificial Flexinol, capaz de realizar movimientos para actividades en la vida diaria.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Estudiar todos los requerimientos clínicos y fisiológicos para la recuperación del movimiento de la mano a través de ayuda biomecánicas.
- Evaluar las alternativas que puedan servir como actuadores, las características buscadas fueron de versatilidad, económicas y las más apropiadas para un exoesqueleto de mano.
- Estudiar las propiedades mecánicas y eléctricas del Flexinol con el fin de examinar sus alcances y limitaciones, para una mejor adecuación con el dispositivo a desarrollar.
- Implementar una mano mecánica artificial utilizando la impresora 3D, cumpliendo los requisitos clínicos y fisiológicos.
- Diseñar el sistema eléctrico y electrónico para el control del Flexinol.

CAPITULO 2: FUNDAMENTOS PARA EL DISEÑO DEL EXOESQUELETO, EAP Y BIOMECÁNICA DE LA MANO

En el presente capítulo, se presentará los conceptos necesarios para realizar el diseño. Por un lado, los fundamentos fisiológicos-clínicos, biomecánica de la mano; mientras que por otro, tendremos concepto sobre el EAP, polímeros electro-activos, los cuales tienen la capacidad de cambiar su forma mediante un estímulo eléctrico, pero con la propiedad de recobrar su estado original. En esta categoría se encuentra el Flexinol, el cual se empleará como actuador.

2.1 Fundamentos fisiológicos-clínicos de la mano

La mano es una herramienta fundamental para los seres humanos, la cual nos permite ejecutar distintos movimientos; como por ejemplo, coger vaso, cuchara, entre otros [25]. El propósito del diseño del prototipo de exoesqueleto es imitar el movimiento de una mano real, pero al ser esta muy compleja se delimitará a una cantidad de movimientos suprimiendo algunos grados de libertad.

El esqueleto de la mano se divide en dos grupos, el primero de 4 dedos largos y el segundo de uno corto. En el primero, los dedos poseen 3 articulaciones junto con 3 falanges; mientras que el otro solo cuenta con dos articulaciones y dos falanges. Por otro lado, la palma de la mano está compuesta por varios huesos, entre los más importantes se encuentra el metacarpiano perteneciente al dedo pulgar, éste al poseer un alto rango de movilidad permite a las personas coger diferentes tipos de objetos [26].

Se puede clasificar a los dedos según su importancia en relación a los movimientos de la mano. Primero la zona del pulgar, al oponerse a los demás dedos, permite sostener diferentes objetos. Luego, la zona de las pinzas, compuesta por el dedo índice y medio, donde el primero es más importante, ya que junto con el dedo pulgar se tiene aproximadamente el 70% de los movimientos de agarre de la mano. Por último la zona de los alcances, formado por el dedo anular y meñique, los cuales proporcionan el firme agarre de los objetos [26].

Un factor importante para la función de los alcances es la alineación, ya que si se encuentran paralelos podría no funcionar, por consecuencia cada dedo tiene una ligera inclinación en su eje respecto al eje formado del dedo medio [26].

El movimiento de los dedos es generado por la contracción y relajación de los músculos, los cuales llegan hasta las falanges a través de los tendones (Figura 2.2). Para realizar el movimiento se tomará como referencia este concepto (Figura 2.1) [26].

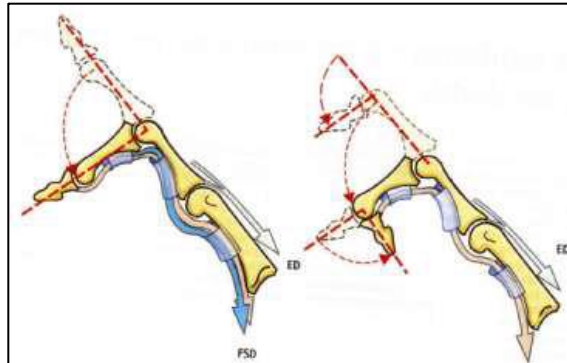


Figura 2.1: Posicionamiento de los tendones de músculos flexores [26]

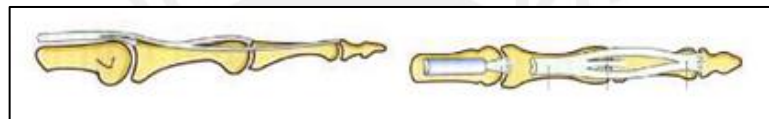


Figura 2.2: Distribución de tendones de los músculos extensores [26]

El dedo pulgar está formado por 5 huesos, escafoides, el trapecio, el primer metacarpiano, la primera falange y la segunda falange. Los huesos más importantes se encuentran ubicados alejados de la muñeca, el metacarpiano y las 2 falanges (Figura 2.3).

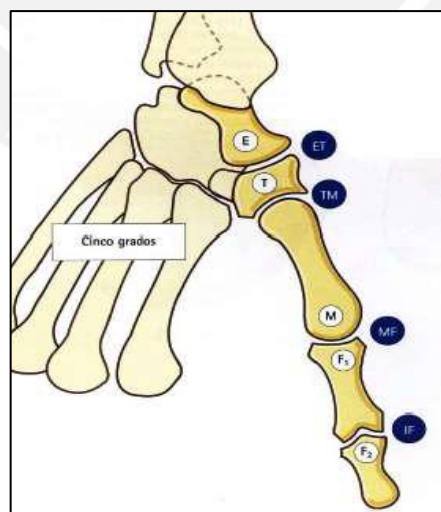


Figura 2.3: Huesos que componen el dedo pulgar [26]

A continuación en la Figura 2.4 se muestran información sobre la fuerza medida de la mano derecha e izquierda en hombres y en la Figura 2.5 se muestra información correspondiente a la fuerza de la mano derecha e izquierda de la mujer, estos datos

fueron tomados del artículo en [28]. Además, en la Tabla 2.1 podemos observar los rangos de movimiento de cada articulación de la mano.

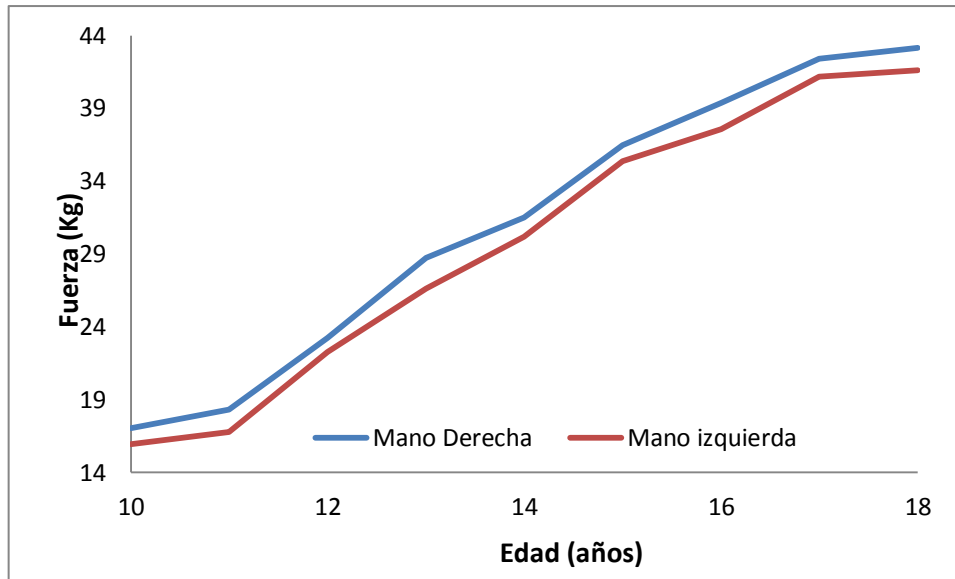


Figura 2.4: Fuerza medida de la mano derecha e izquierda de hombres de 10 a 18 años de edad [28].

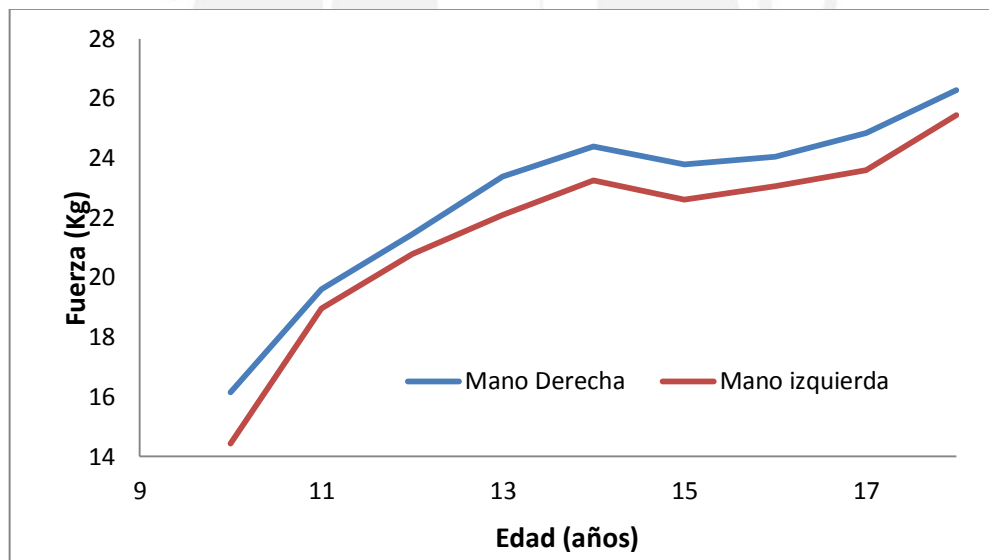


Figura 2.5: Fuerza medida de la mano derecha e izquierda de mujeres de 10 a 18 años de edad [28].

Tabla 2.1: Rango de movimiento de cada articulación de la mano [27].

Dedo	Flexión	Extensión	Abducción/ adducción
Pulgar			
Escafoides-Trapezio (STM)	0°	0°	0°
Trapeciometacarpiano (TMC)	50°-90°	15°	45°-60°
Metacarpofalángica (MCP)	75°-80°	0°	0°
Interfalángica (IP)	75°-80°	5°-10°	0°
Índice			
Carpometacarpiana (CMC)	5°	0°	0°
Metacarpofalángica (MCP)	90°	30°-40°	0°
Interfalángica proximal (PIP)	110°	0°	0°
Interfalángica distal (DIP)	80°-90°	5°	0°
Medio			
Carpometacarpiana (CMC)	5°	0°	0°
Metacarpofalángica (MCP)	90°	30°-40°	45°
Interfalángica proximal (PIP)	110°	0°	0°
Interfalángica distal (DIP)	80°-90°	5°	0°
Anular			
Carpometacarpiana (CMC)	10°	0°	0°
Metacarpofalángica (MCP)	90°	30°-40°	45°
Interfalángica proximal (PIP)	120°	0°	0°
Interfalángica distal (DIP)	80°-90°	5°	0°
Meñique			
Carpometacarpiana (CMC)	15°	0°	0°
Metacarpofalángica (MCP)	90°	30°-40°	50°
Interfalángica proximal (PIP)	135°	0°	0°
Interfalángica distal (DIP)	90°	5°	0°

2.2 Ayuda biomecánica y exoesqueleto

2.2.1 Ayuda Biomecánica

Son dispositivos mecánicos, electromecánicos y electrónicos los cuales se añaden a la persona con el fin de prevenir, tratar o corregir algún tipo de discapacidad. Logrando así que la persona tenga autonomía y seguridad al momento de realizar sus actividades en la vida diaria. Algunos ejemplos de dispositivos de ayuda biomecánica son: la silla de ruedas, la prótesis, ortesis, andadores, entre otros [18].

2.2.2 Exoesqueleto

Dispositivo mecánico externo que se encuentra ajustado al cuerpo del operador con el fin de trabajar en conjunto con los movimientos de la persona en general, ya que permite el intercambio de energía mecánica y señales de información [8], [9].

Se pueden clasificar en estructuras pasivas o activas, en este último existe un actuador para el movimiento y en consecuencia un sistema de control asociado al accionamiento de los actuadores y en el otro no [9], [10].

Las aplicaciones más relevantes se observan en el ámbito militar y de salud-rehabilitación, ya que en el primero se están desarrollando exoesqueletos para mejorar la performance de los soldados, aumentando su fuerza y rapidez, mientras que en el segundo se desarrollan exoesqueletos para mejorar la calidad de vida de las personas en especial aquellas que tienen algún tipo de discapacidad.

2.3 Conceptos del músculo activo artificial (EAP)-Flexinol

El músculo activo artificial es más conocido como polímero electro-activo (EAP), es un tipo de polímero, el cual tiene la propiedad que al recibir una estimulación eléctrica puede cambiar su tamaño y forma.

2.3.1 Flexinol

El Flexinol es un tipo de EAP, formado por la aleación entre níquel y titanio, el cual posee el efecto térmico de memoria de forma lo que significa que al alcanzar cierta temperatura adopta una forma y al enfriarse puede volver a su estado original [12].

2.3.2 Características del Flexinol

La característica fundamental y por la cual se usa este material como actuador es que al aumentar su temperatura interna causa una deformación longitudinal. Por lo general se calienta al Flexinol circulando corriente eléctrica a través de él [11].

Las ventajas más relevantes del uso del Flexinol como actuador para una prótesis en comparación a otros, es el costo, ya que es relativamente más barato en comparación a los servomotores. Por otro lado, su peso y tamaño son casi despreciable, ya que su diámetro oscila entre los 0.05 y 0.5 milímetros. Además, a pesar de ser tan pequeño y delgado este material puede ejercer gran fuerza; por ejemplo, el Flexinol de 0.51 milímetros de diámetro puede levantar un peso hasta de 3.5 Kilogramos (ver Tabla 2.2) [11].

El Flexinol es un material que puede ser usado en distintas aplicaciones, pero para lograr ese objetivo es necesario diseñar un arreglo de manera que se pueda obtener el movimiento deseado a partir de la contracción de este. Como se sabe el Flexinol se contrae por corriente, pero para obtener un comportamiento deseado es necesario excitarlo correctamente; además, es importante tener en cuenta las indicaciones del fabricante, ya que si se excede en la corriente o en la fuerza inicial el material se

puede dañar generando que se pierdan todas sus propiedades. En la Tabla 2.2 se indican las propiedades del Flexinol según sus diámetros [11].

La forma adecuada de calentar el material es aplicando una corriente en forma de PWM, porque lo calienta de forma pareja; por el contrario, si le aplicamos corriente en forma continua lo más probablemente es que el material no se caliente de manera equitativa y como consecuencia su ciclo de vida disminuya.

Tabla 2.2: Tabla de propiedades del Flexinol [26]

DIÁMETRO (mm)	RESISTENCIA (ohm/m)	CORRIENTE (mA)	VOLTAJE @ 25cm	POTENCIA (W/m)	FUERZA (gramos)	TIEMPO DE ENFRIAMIENTO(s)
0.025	142.5	45	1.6	0.3	8.9	0.15
0.038	890.0	55	12.2	2.7	20	0.20
0.050	500.0	85	10.6	3.6	36	0.30
0.076	232.0	150	8.7	5.2	80	0.70
0.100	126.0	200	6.3	5.0	143	0.90
0.130	75.0	320	6.0	7.7	223	1.40
0.150	55.0	410	5.6	9.2	321	1.70
0.200	29.0	660	4.8	12.6	570	2.70
0.250	18.5	1050	4.9	20.4	891	4.50
0.310	12.2	1500	4.6	27.5	1280	6.80
0.380	8.3	2250	4.7	42.0	2250	8.80
0.510	4.3	4000	4.3	68.8	3560	14.00

El aumento de temperatura a la cual se somete el Flexinol es directamente proporcional a la contracción de ésta, es decir a mayor temperatura se logra una mayor deformación [26].

La deformación depende directamente de la fuerza o presión que se le ejerza al material; por ejemplo, si a dos muestras de Flexinol con el mismo largo y diámetro, pero uno con una carga de 50 gramos y otro con una carga de 200 gramos, se aplica la misma corriente; entonces, la carga con el menor peso, en este caso el de 50 gramos, se contraerá más rápido que el otro. El peso máximo que soporta el Flexinol varía según el diámetro, esto se puede observar en la Tabla 2.2.

Otro punto importante es notar que la rapidez con la que se contrae el material depende directamente de la rapidez con la que se calienta, por esta razón es usual inducir una gran corriente en periodos de tiempo pequeños con el fin de acelerar el calentamiento.

En la Tabla 2.2, en la columna de corriente, se observa la máxima corriente promedio por segundo requerida para excitar al Flexinol de forma segura, si excitamos al material con esta corriente en el ensayo en vacío se obtiene una deformación de 5% de longitud, este es el porcentaje de trabajo recomendado por el fabricante, ya que el Flexinol puede alcanzar deformaciones de hasta el 10% de su longitud natural, pero esto degradaría las características del material [11].

El enfriamiento es un parámetro importante, debido a que define la rapidez con la que se expande el material a su forma original. En la Tabla 2.2 podemos encontrar toda la información brindada por el fabricante respecto al tiempo que se demora el Flexinol a regresar a su forma original. Además, existen métodos para disminuir el tiempo de expansión, los cuales se muestran en la Tabla 2.3 proporcionada por el fabricante [11].

Tabla 2. 3: Factores de aumento de velocidad de relajación utilizando distintos métodos de enfriamiento [26].

Método	Variación en velocidad
Aumento de Tensión	1.2
Usando fibras de mayor temperatura	2
Usando disipadores	2
Circulación de aire	4
Grasa conductora térmica	10
Inmersión en aceite	25
Agua con Glycol(refrigerante)	100

Según la Tabla 2.3 existen diferentes métodos de refrigeración y factores de efectividad; por ejemplo, si usamos el método de grasa conductora térmica el tiempo de enfriamiento se acorta a la décima parte.

2.4 Concepto del sistema de adquisición de señales

- Electromiografía (EMG)

Es un estudio clínico para el diagnóstico de disfunciones musculares, nerviosas y enfermedades de la médula espinal. Se encarga básicamente del registro de la actividad eléctrica cerebral y de la médula espinal hasta una raíz nerviosa periférica (brazos o piernas) que controlan los músculos tanto en la contracción como en el reposo. Este proceso de adquisición puede ser realizada de forma superficial, mediante electrodos o directamente en el músculo [29].

- Electrodo de adquisición

Los electrodos son dispositivos conductores mediante los cuales puede circular corriente eléctrica, se usan básicamente para la obtención de señales. Los electrodos más usados en el área de la medicina son los comerciales pediátricos para la electrocardiografía, autoadhesivos de Ag/AgCl, ya que tienen un bajo costo y pequeño tamaño lo que permite su colocación a una corta distancia entre sí [29].

- Amplificadores de instrumentación

Es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales, sus aplicaciones más resaltantes se dan en el campo de la medicina, ya que puede trabajar con señales muy pequeñas y tiene poco error. Para la amplificación de la señal EMG es necesario tener en cuenta algunas características del EMG como son: amplitudes de la señal, varía entre 100 μV hasta 90 mV; ancho de banda, desde 25 Hz hasta varios KHz y según el tipo de electrodos utilizados [29]. Las características del amplificador son:

- Sensibilidad: 1 $\mu\text{V}/\text{div}$ a 10 mV/div.
- Impedancia de entrada: 100 M Ω /47 pF.
- CMMR a 50 Hz: >100 dB.
- Filtro pasa-alto: 0.5Hz-3kHz (6 dB/octava).
- Filtro pasa-bajo: 0.1-15 kHz (12 dB/octava).
- Ruido: 1 μV eficaz con la entrada cortocircuitada.

- Conversor A/D

Dispositivo electrónico capaz de convertir la señal analógica a una señal digital, esto se logra sometiendo la señal continua a un muestreo fijo obteniéndose así una señal digital. El beneficio primordial de realizar este procedimiento es obtener una señal inmune al ruido y otras interferencias a las que son sensibles las señales analógicas [29].

2.5 Concepto y características del sistema electrónico del excitador

- Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado el cual contiene todos los componentes de un computador. Se usa para controlar el funcionamiento de una tarea determinada, gracias a su tamaño suele ir incorporado al dispositivo al cual le manda las órdenes [30]. En el presente trabajo se eligió el trabajar con la familia ATMEGA gracias a que ejecuta cada instrucción por ciclo de reloj; además, posee excelentes características como alto rendimiento, posee puertos de entrada y salida, trabaja a frecuencia de 16 MHz, tiene un bajo costo, entre otros.

- Conversor D/A

Dispositivos encargados de convertir la señal digital, con datos binarios, en señal analógica. Estos dispositivos están diseñados para satisfacer las altas demandas y requerimientos de las aplicaciones que requieren la conversión de datos críticos. Sus componentes son la mejor opción para el uso en sistemas de procesamiento de señales de alto rendimiento. Estos convertidores se crean compatibles con el uso de cronometraje, amplificadores operacionales y soluciones de administración de energía [31].

- Excitador de potencia

El excitador de potencia es un circuito o componente electrónico usado para controlar otro componente, como un transistor de potencia, mosfet, entre otros. Usualmente se usa para regular la corriente que fluye a través de un circuito [32].

En la presente tesis se utilizará mosfet debido a su fácil accionamiento y a su nulo consumo de corriente, ya que se excita mediante voltaje. Existen mosfet que pueden aguantar 2 amperios y tener un bajo costo, pero el actuador, Flexinol, consumirá aproximadamente 1 amperio. Por seguridad es necesario separar la parte de control con la de potencia. En este caso, se usará un opto acoplador, el cual posee la característica de separar tierras lo que significa es si hay alguna fuga de corriente en la etapa de potencia esta no afectará a la parte de control y se eliminará en esa etapa.

CAPITULO 3: DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MANO BASADO EN MÚSCULOS ACTIVOS ARTIFICIALES DE DOS DEDOS PARA LA AYUDA EN LA VIDA DIARIA

3.1 Planteamiento del diseño

En la presente tesis se diseñara un prototipo en una versión primaria de exoesqueleto, el cual se enfoca en contar con una mano impresa en 3D similar a una mano real con el fin de realizar pruebas con el material Flexinol; además, se diseñará toda la parte electrónica, capaz de controlar los movimientos de los dedos pulgar e índice.

Para accionar el dedo es necesario enviar la posición final mediante una interfaz usuario-maquina, este dato se procesará mediante un microprocesador dando como resultado la cantidad de corriente que se aplicará al Flexinol, material actuador, este elemento moverá una cierta cantidad de grados al dedo de acuerdo a la cantidad de corriente proporcionada, para saber si se logró alcanzar la posición final, para luego mantenerla es necesario utilizar un sensor, el cual mediante un conversor ADC le enviará datos al microcontrolador para saber la posición en la que se encuentra y saber si es necesario aumentar, disminuir o mantener la corriente enviada al Flexinol. Por otro lado, al momento de simular la relajación muscular del dedo el tiempo de respuesta es muy alto, por esta razón se empleará un ventilador con el fin de reducirlo en la cuarta parte o mitad. Para realizar lo mencionado, en la Figura 3.1, se presenta el esquema general del prototipo.

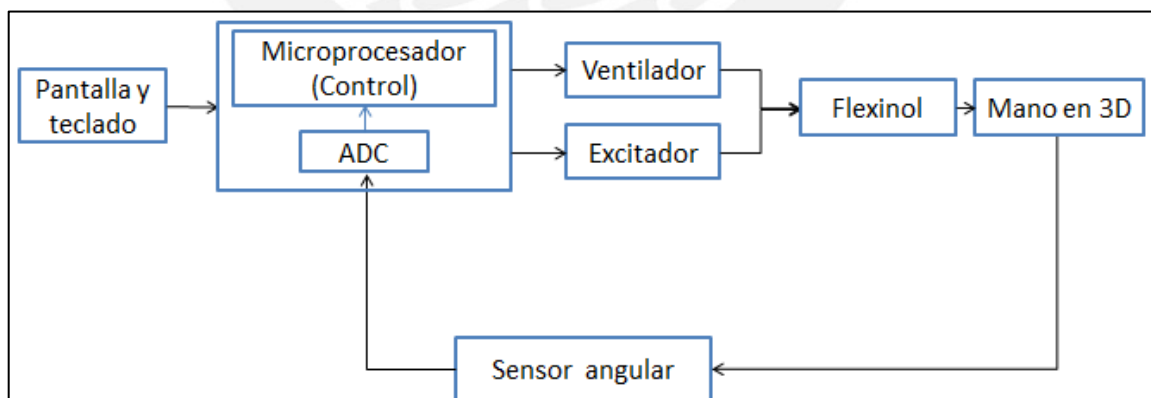


Figura 3.1: Representación del esquema en general del prototipo. Fuente: Elaboración propia

3.2 Diseño de la Mano en 3D

En la presente sección se realizará el diseño de la prótesis de mano en 3D, como características principales se consideró lo siguiente:

- Medidas estándares de una mano real.
- Biomecánica de la mano, facultad para poder producir los movimientos de una mano real.
- La estética de una mano real.

En el diseño de la prótesis se tomó como base uno previo, Flexy Hand 2, el cual posee las características de tener la menor cantidad de piezas mecánicas, parecido a una mano real y poseer conductos dentro de cada dedo donde se simula el paso de un tendón [2]. Para acoplarlo al presente trabajo de tesis se realizaron algunas modificaciones. En primer lugar, el tamaño de la mano se estableció según las medidas de una mano estándar. En segundo lugar, el ángulo de la concavidad de las uniones se redujo para proporcionar una mayor fuerza de relajación al momento de simular la aducción. Por último, el material usado en las uniones de cada falange se cambió de uno rígido al flexible para obtener una menor fricción en las articulaciones y mejor movilidad.

Las medidas estándares de la mano se obtuvieron de las siguientes tablas:

Tabla 3. 1: Tabla de longitud estándares de las falanges de la mano [1]

Dedo	TIP-Tejidos blandos de la punta de la falange distal (mm)	PD-Falange distal (mm)	PM-Falange medial (mm)	PP-Falange proximal (mm)	M-Metacarpiano (mm)
I	5.67±0.61	21.67±1.60		31.57±3.13	46.22±3.94
II	3.84±0.59	15.82±2.26	22.38±2.51	39.78±4.94	68.12±6.27
III	3.95±0.61	17.40±1.85	26.33±3.00	44.63±3.81	64.60±5.38
IV	3.95±0.60	17.30±2.22	25.65±3.29	41.37±3.87	58.00±5.06
V	3.73±0.62	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

Los anchos de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique son 2.3 cm, 1.8 cm, 1.9 cm, 1.7 cm y 1.5 cm respectivamente [42]. Además, por fines prácticos la altura de las falanges se aproximarán en 1.2 cm de alto excepto el dedo pulgar midiendo 1.3 cm de alto.

Aproximando la longitud de cada dedo:

- Dedo pulgar: 5.3 cm de largo x 2.3 cm de ancho x 1.3 cm de alto
- Dedo índice: 7.8 cm de largo x 1.8 cm de ancho x 1.2 cm de alto
- Dedo medio: 8.8 cm de largo x 1.9 cm de ancho x 1.2 cm de alto
- Dedo anular: 8.4 cm de largo x 1.7 cm de ancho x 1.2 cm de alto
- Dedo meñique: 6.7 cm x 1.5 cm de ancho x 1.2 cm de alto

El objetivo general comprende simular únicamente el movimiento de dos dedos, el pulgar e índice, pero con el fin de mantener la estética de la mano se construirá el prototipo completo. Los dedos tendrán el mecanismo de abducción y adducción excluyendo el movimiento lateral, por fines de simplicidad. En la siguiente figura, se presenta el esquema general de los dedos sin considerar las dimensiones.

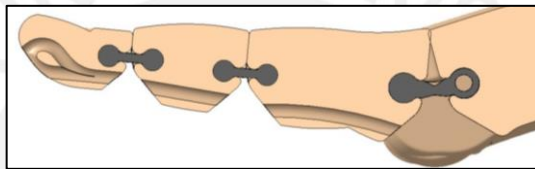


Figura 3.2: Esquema general del dedo [2]

Cada falange tendrá la propiedad de girar hasta 90° grados, esto gracias al espacio entre cada articulación. Para la implementación de la mano se usó la impresión 3D, lo cual sirvió tanto en la estética como a eliminar las partes mecánicas; como por ejemplo, tornillos, tuercas, poleas entre otros [1]. Se acondicionó un modelo de mano en 3D existente, donde se realizaron modificaciones de tamaños y material de piezas con el objetivo de cumplir los requisitos de menor cantidad de piezas mecánicas y fácil visualización de ángulos finales.

El fabricante del Flexinol recomienda que se aplique una fuerza de 69 MPa para lograr un retorno exitoso a su posición original del cable Flexinol, entonces el elemento encargado de realizar el trabajo sería un resorte, pero gracias a que las uniones entre las falanges de los dedos se fabricaron de material filaflex se logró evitar el uso de este elemento; por otro lado, las demás piezas se fabricaron con el PLA (Figura 3.2) para abaratar costos. Se eligió utilizar Flexinol con diámetro de 0.25 mm, debido a que brinda 8 N de trabajo, suficiente para accionar un dedo, ya que solo se necesita ejercer una fuerza de 4 N para que el dedo se mueva 90 grados; además, la fuerza necesaria para lograr que el Flexinol regrese a su posición original es de 1.078 N, lo cual se compensa con las uniones flexibles diseñadas evitando el uso de piezas mecánicas.

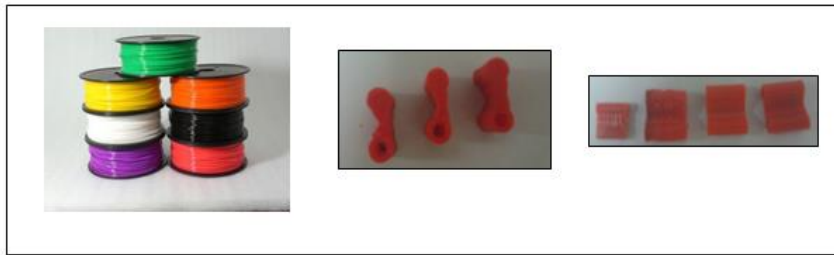


Figura 3.3: Material Filaflex y PLA y piezas fabricadas [33]

En la fabricación del prototipo se consideró el peso de las falange y el total del dispositivo, debido a que el prototipo será usado en el campo de la rehabilitación es fundamental que el dispositivo tenga un peso bajo. Al tener el diseño completo de la mano se pesó teniendo como resultado final el de 250 gr.



Figura 3.4: Diseño final de la mano. Fuente: Elaboración propia

Para realizar las pruebas se construyó una plataforma regulable con longitud inicial de 80 cm con pasos de 10 cm hasta llegar a los 120 cm de largo (Figura 3.5). Gracias a la plataforma se realizó varios ensayos con el Flexinol para verificar el porcentaje de deformación máxima, Duty cycle mínimo para la realizar el movimiento del dedo y el tiempo que demora en contraerse y estirarse.

El modelo elegido tiene la ventaja de tener unos conductos internos por donde pasan los cables que se conectan al Flexinol, simulando un revestimiento de la mano. Asimismo, los sensores angulares van colocados encima de la prótesis.

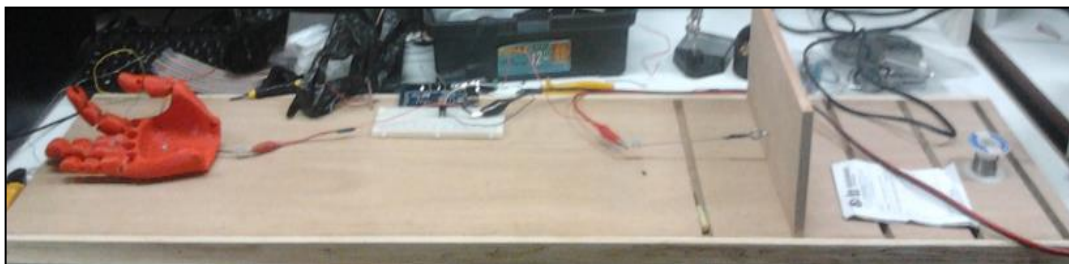


Figura 3.5: Plataforma regulable de pruebas. Fuente: Elaboración propia

3.3 Diseño del excitador de potencia, circuito de sensor angular y ventilador

3.3.1 Selección de componentes

En esta sección se tuvo en cuenta las características del diseño mecánico, peso total de 250 gr, movimiento angular de los dedos, la fuerza necesaria para accionar un dedo, 4N, utilización de material flexible en las articulaciones y diferente desplazamiento lineal de los dedos; por tal motivo se han buscado componentes que cumplan con estos requerimientos.

En la figura 3.1 se muestra el esquema general del prototipo, como se puede observar tenemos a la pantalla y teclado, microprocesador, ADC, excitador, ventilador y el sensor angular, los cuales representa toda la electrónica de la presente tesis, debido a que el objetivo principal es realizar movimientos similares a una mano real, es necesario tener un microcontrolador que gobierne todo el movimiento y procesamiento, para acoplar el actuador con el microcontrolador es necesario un excitador intermediario y para realizar el lazo de control se necesita un sensor, que en este caso será del tipo angular, ya que se mediarán posiciones angulares finales. El diseño cumple con el objetivo de mover el dedo pulgar e índice, pero este se puede extrapolar, ya que se consideró tener un microcontrolador capaz de controlar cada falange de cada dedo.

El Flexinol es un tipo de SMA (metal con memoria de forma) que en los últimos años su interés se ha incrementado, ya que posee grandes ventajas; por ejemplo, alta fuerza por proporción de peso, silencio, ninguna interferencia electromagnética y un pequeño tamaño, similar a un alambre muscular. El Flexinol es sólido, tiene un peso liviano y puede ser usado como una alternativa para reemplazar otros actuadores como los motores, neumáticos e incluso pequeños actuadores hidráulicos. La principal desventaja es la baja velocidad de respuesta para realizar la contracción o el estiramiento. En la siguiente figura se puede comparar la fuerza por proporción de peso para diferentes actuadores [19].

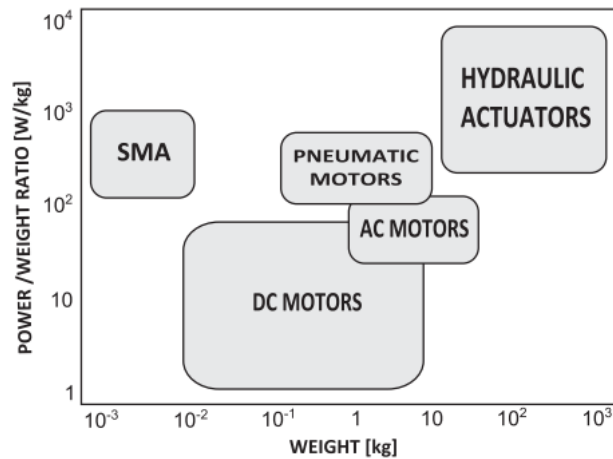


Figura 3.6: Grafico de la fuerza de los actuadores versus su peso [19]

Para la selección del Flexinol, se consideró la fuerza para accionar un dedo, 4 N aproximadamente, por esta razón se eligió el de diámetro de 0.25 mm, ya que nos brinda una fuerza máxima de 8 N; además, al tener dos categorías de Flexinol, LT wire y Ht wire, se optó por el HT Wire, porque nos proporciona un menor tiempo de recuperación de forma. Por recomendación del fabricante, la alimentación del material debe ser mediante una señal PWM (modulación por ancho de pulso), ya que el calentamiento del material es mucho más uniforme en comparación a que si se alimenta con una fuente DC, originando alargar su vida útil y tener una contracción uniforme

Este material consume como máximo 1.05 A, motivo por el cual es necesario separar la parte de control con la parte de potencia, para este trabajo se consideró el uso de un opto acoplador que tenga bajo costo, bajo tiempo de on y off, y que sea comercial. Por las características señaladas se usó el opto-acoplador 4n25, en la Tabla 3.2, se presentan las características principales del componente.

Tabla 3.2: Características principales del Opto Acoplador 4n25.

Componente	Voltaje diodo	Corriente de entrada máx.	Ton (μs)	Toff (μs)	Vce(max)	Precio Unitario (S/.)
4n25	1.15V	60 mA	2.8	4.5	0.5V	1.5

Fuente: <http://www.vishay.com/docs/83725/4n25.pdf>

Para realizar el trabajo principal se optó por utilizar mosfet en lugar de transistores Darlington, debido a su fácil accionamiento y a la independencia de la necesidad de tener corriente en base para la acción de transistor; además, evitar el consumo de corriente por el transistor. El mosfet usado es el IRF820, porque cumple con los

requisitos de tener un VGS pequeño, 4 V, con el cual se encontrará trabajando en la región de conmutación en todo momento que la compuerta se encuentre activado; además, tiene la capacidad de soportar corrientes mayores o igual a 1 amperio. Esto debido a que el voltaje de activación será aproximadamente 5 V. En la Tabla 3.3 se representan las características principales del componente.

Tabla 3. 3: Características del Mosfet IRF820.

Componente	Voltaje de ruptura	RDs(On)	Corriente Máx en continua	Vgs	Empaque	Ton (ns)	Toff (ns)	Precio Unitario (S/.)
IRF820	500V	$\leq 3\Omega$	2.5A	$\geq 4V$	TO-220	10	18	3.00

Fuente: <https://www.taitroncomponents.com/catalog/Datasheet/IRF820-SM.pdf>

En el bloque de realimentación se usará el sensor Flex, debido a que en temas de rehabilitación es mejor medir la posición angular final del dedo; además, tiene un ciclo de vida mayor a de 1 millón de usos y cuenta con relación lineal entre el ángulo medido y el cambio de resistencia, haciendo de éste sensor el más recomendable para nuestro proyecto. El fabricante recomienda usar el LM324, como buffer para evitar acoplamiento de la impedancia de la fuente, ya que el sensor es usado en un circuito divisor de voltaje. En la Tabla 3.4 se representarán las principales características del sensor Flex y en la Tabla 3.5 se aprecian las principales características del LM324.

Tabla 3. 4: Características del Sensor Flex.

Componente	Rango de Temperatura	Resistencia en 0 rad	Potencia Pico	Variación de la resistencia	Precio Unitario (S/.)
Flex Sensor	[-35°C,+80°C]	25K Ω	1W	[45 K Ω ,125 k Ω]	45.00

Fuente:<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf>

Tabla 3. 5: Características del operador operacional cuádruple LM324.

Componente	Voltaje de alimentación	Corriente típica de Salida	Empaque	Voltaje offset de entrada	Precio Unitario (S/.)
LM324	[3-32] V	20 mA	CDIP	1 mV	1.20

Fuente: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm124-n.pdf>

Además, al usar longitudes diferentes de Flexinol es necesario que las fuentes de voltajes sean diferentes, incluso el voltaje para excitar al ventilador, el cual se usará para disminuir el tiempo de recuperación del Flexinol, es diferente al de los actuadores. Por esta razón, se usarán dos reguladores de voltaje uno a 9 voltios y el

otro a 12 voltios. Para realizar este trabajo se utilizaron los integrados L7809 y L7812, ya que son de bajo costo y comerciales. En la Tabla 3.6 y 3.7 se representan las principales características del L7809 y L7812 respectivamente.

Tabla 3. 6: Características del regulador I7809.

Componente	Voltaje de Salida	Voltaje de Entrada	Resistencia de Salida	Empaque	Precio Unitario (S/.)
L7809	9 V	[11.5-26] V	17 mΩ	TO-220	1.70

Fuente: http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/L/7/8/0/L7809.shtml

Tabla 3. 7: Características del regulador I7812.

Componente	Voltaje de Salida	Voltaje de Entrada	Resistencia de Salida	Empaque	Precio Unitario (S/.)
L7812	12 V	[14.5-30] V	18 mΩ	TO-220	1.70

Fuente: http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/L/7/8/0/L7809.shtml

Para la elección del microprocesador se contaba con dos opciones, por un lado un microprocesador con núcleo PIC y por otro un microprocesador con núcleo AVR. Se eligió usar este último, debido a que los núcleos de la familia PIC no ejecutan las instrucciones por ciclo de reloj en cambio los de AVR sí. Además, cuenta con una frecuencia de trabajo de 16 MHz, la cual nos ayudará a tener precisión en las escalas menores debido a que nuestro Duty cycle variará de 0-100% y gracias a este procesador se asegurará el correcto funcionamiento de trabajo a estas frecuencias.

Por otro lado, es necesario tener aproximadamente 5 timers internos para poder manipular cada dedo independientemente, ya que cada dedo podrá tener un diámetro diferente de Flexinol y la recomendación del fabricante es que cada hilo tiene un máximo rendimiento a una frecuencia, la cual se encuentra alrededor de 1 KHz. Además, es necesario tener 14 puertos de ADC para el control de todas las falanges de la mano, 14 puertos de PWM y 12 pines para el teclado y pantalla, por tal motivo se eligió usar un Arduino Mega, el cual cumple con los requisitos y cuenta con una escalabilidad hacia futuro, ya que en la presente tesis sólo se realizará el control en dos dedos del prototipo. En la Tabla 3.8, se presenta las características del Arduino Mega.

Tabla 3. 8: Características del Arduino- mega.

Componente	Corriente DC por pin	Pines PWM	Pines analógicos	Resolución de ADC	Velocidad de Clock	Precio Unitario (S/.)
Arduino - Mega	20mA	15	16	10 bits	16 MHz	70.00

Fuente: www.arduino.cc

Para reducir el tiempo de recuperación del Flexinol se pueden usar varios mecanismos de ventilación, como los mencionados en el capítulo anterior. En este caso se usará un ventilador para realizar pruebas de reducción del tiempo en un factor máximo de 4, aproximando el tiempo de recuperación a 1.2 segundos. En la elección del ventilador se consideró el bajo peso, tamaño pequeño, que se active con 5 V, que consuma una corriente menor a 40mA, estos dos últimos debido a que se conectará directamente al Arduino Mega. En la siguiente Tabla, se presentan las características del ventilador.

Tabla 3. 9: Características del Ventilador.

Componente	Voltaje de entrada	Corriente de alimentación	Tamaño	Consumo de Potencia	Precio Unitario (S/.)
Ventilador	5 VDC	18 mA	4cmx4cmx1cm	0.1 W	7.50

Fuente: <http://www.cdiweb.com/>

3.3.2 Diseño de Circuitos

En la Figura 3.7, se muestran los diseños de los circuitos tanto para la parte de potencia como para la parte de control. En la primera parte, se encuentra el circuito del excitador junto al circuito de protección que existe entre la parte de control y el de potencia.

En el jumper (JP1) las tres primeras entradas son las salidas de PWM del Arduino Mega y el último es la tierra del microcontrolador, estas alimentan a nuestro circuito de protección, el cual aísla a nuestro microcontrolador de eventuales fallas en el circuito de potencia.

En el diseño de la parte de protección, se priorizó tener el menor consumo de potencia, por tal motivo las resistencias elegidas fueron calculadas en base a la corriente de 1mA a la salida del microcontrolador y 1.04 mA a la salida del colector, causando que el voltaje en el colector siempre se enclave a 5.8 V aproximadamente.

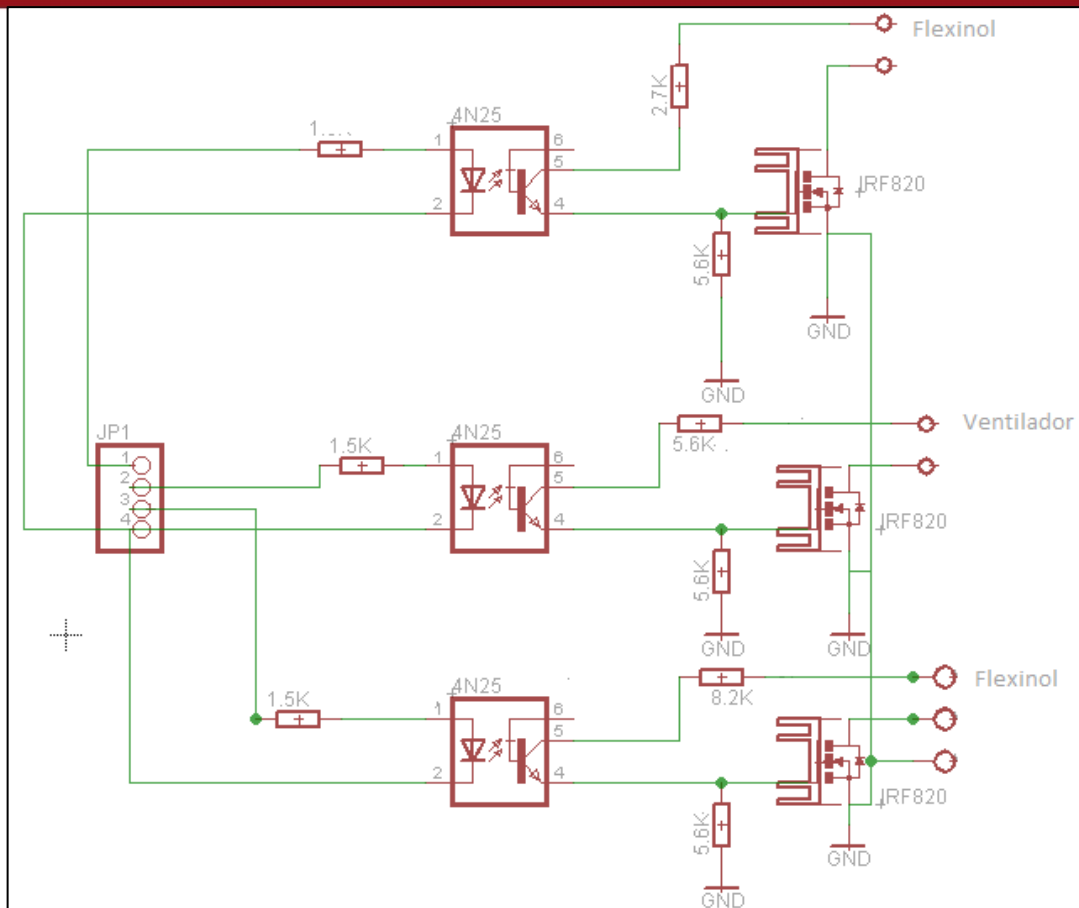


Figura 3.7: Conexión de la parte de control y potencia. Fuente: Elaboración propia

La señal de salida del opto acoplador ingresa al gate de mosfet el cual se activa, debido a que la señal de salida es mayor a 4 V, por consecuencia cierra el circuito del Flexinol. Para procurar el buen funcionamiento de los mosfet se incluyó el uso de disipadores, los que están solo de manera preventiva, ya que en las pruebas realizadas estos dispositivos no superaron la temperatura de 40 °C.

En la Figura 3.8, se muestra las conexiones del regulador, en la presente tesis se usarán dos reguladores uno hacia 12 voltios y otro hacia 9 voltios, debido a que a diferentes longitudes de Flexinol su resistencia varía y por ende el voltaje de alimentación varía. El voltaje de entrada en ambos casos será de 14 V, voltaje de alimentación mayor de los actuadores.

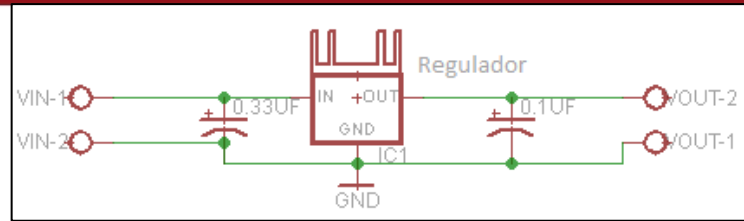


Figura 3.8: Conexión del regulador. Fuente: Elaboración propia

En la Figura 3.9, se muestra la conexión de la tarjeta del sensor, este sensor se conectará directamente a la parte de control, por esta razón la tierra debe ser la misma que la del Arduino mega; además, la alimentación saldrá directamente de unos de los pines del Arduino. Sabiendo que el sensor Flex varía su resistencia entre 32-40 KΩ dependiendo del ángulo se realizó el divisor de voltaje se realizó con una resistencia de 10KΩ, comparable a los valores de resistencia leídos; entonces, el voltaje de salida variará entre 1 V y 1.18 V. Esta salida de voltaje se leerá por el Arduino Mega, gracias al ADC de 10 bits de resolución que tiene incorporado, logrando así realizar una relación lineal entre el voltaje leído y el ángulo recorrido. Además, se usó el complemento de pantalla y teclado de Arduino para la realización de toma de datos

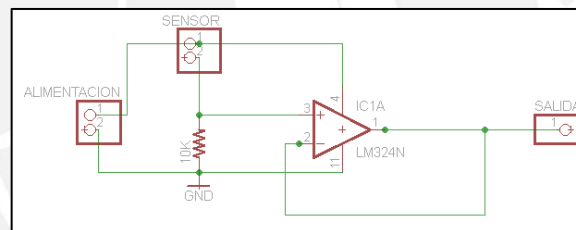


Figura 3.9: Conexión del Sensor. Fuente: Elaboración propia

En la Figura 3.10, se muestra el diseño impreso del circuito excitador, capaz de controlar los dos dedos y consumir la menor cantidad de potencia entre el circuito de protección y excitador.

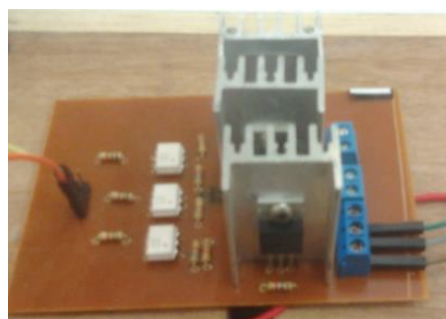


Figura 3.10: Circuito excitador. Fuente: Elaboración propia

En la figura 3.11, se muestran las tarjetas del regulador y sensor junto con el Arduino Mega y la tarjeta del excitador.

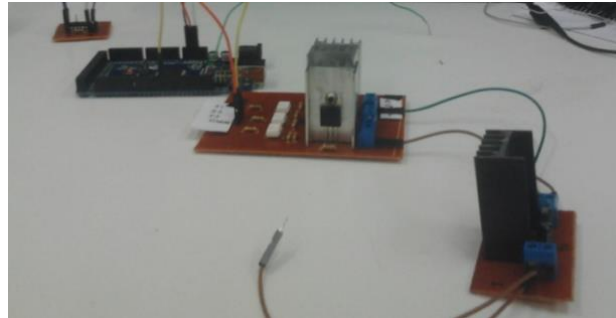


Figura 3.11: Circuito regulador, sensor, excitador y Arduino Mega. Fuente: Elaboración propia

3.4 Diseño del controlador e interface

3.4.1 Modelamiento del Flexinol

El Flexinol es un material con memoria de forma compuesta por níquel en un 55-56% y titanio en un 44-45% [38], tiene propiedades eléctricas y mecánicas, como buen conductor eléctrico y alto torque, las cuales hace a este material excelente para las aplicaciones en diferentes campos de la electrónica; por ejemplo, en biomédica, robótica, entre otros. Pero tiene un comportamiento no lineal, ocasionando que se realicen algunas simplificaciones en las ecuaciones que describen su comportamiento. Para conocer el funcionamiento del Flexinol junto al dedo es necesario realizar el modelamiento separado para luego buscar el tipo de control más adecuado para el sistema. A continuación se presentará el modelamiento del Flexinol el cual consiste en tres partes:

- a) Modelo térmico
- b) Modelo de transformación de fase
- c) Modelamiento mecánico
 - i. Modelamiento de la generación de fuerza

a) Modelo Térmico

La corriente que circula a través del Flexinol genera una disipación térmica de energía y como consecuencia esta temperatura aumenta. Se puede observar que la energía térmica acumulada en el material es igual a la diferencia de la energía disipada y la

energía pérdida por convección, debido al aire. Esta relación se expresa en la siguiente ecuación:

$$C_w * V_w * \rho_w * \frac{dT}{dt} = i^2 * R - h * A_w * (T - T_a) \quad (3.1)$$

Dónde:

C_w : Constante de calor específico

V_w : Volumen del hilo

ρ_w : Densidad del hilo

R: resistencia eléctrica

h: Constante de convección

A_w : Área de superficie

T_a : Temperatura ambiente

T: Temperatura

De la ecuación se aprecia que la entrada viene a ser la corriente y la salida la temperatura, para realizar la simulación se tomó como corriente de entrada 0.66 A, la cual se usará como corriente promedio a la salida del excitador; además, los datos usados para las variables corresponden a los asociados al Flexinol (90 HT) de diámetro de 0.25 mm (ver Tabla 3.9) con longitud de 0.3 m.

Tabla 3. 10: Parámetros del Flexinol [19]

$C_w \left(\frac{J}{Kg^{\circ}C}\right)$	D (m)	$\rho_w \left(\frac{Kg}{m^3}\right)$	T_a (°C)	h $\left(\frac{W}{m^2}\right)$	R $\left(\frac{\Omega}{m}\right)$
322	$0.25 * 10^{-3}$	$6.45 * 10^3$	25	150	18.5

Se procedió realizar la simulación utilizando la herramienta Simulink de Matlab.

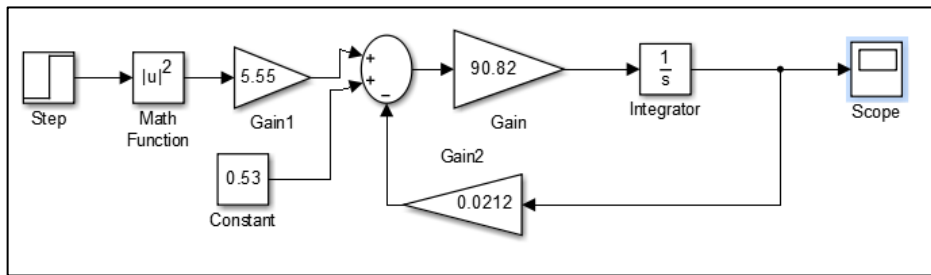


Figura 3.12: Simulación en simulink del modelamiento térmico. Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la gráfica resultante la temperatura tiene un comportamiento de primer orden con una constante de tiempo de 0.42 y una ganancia de estado estable de aproximadamente 47.

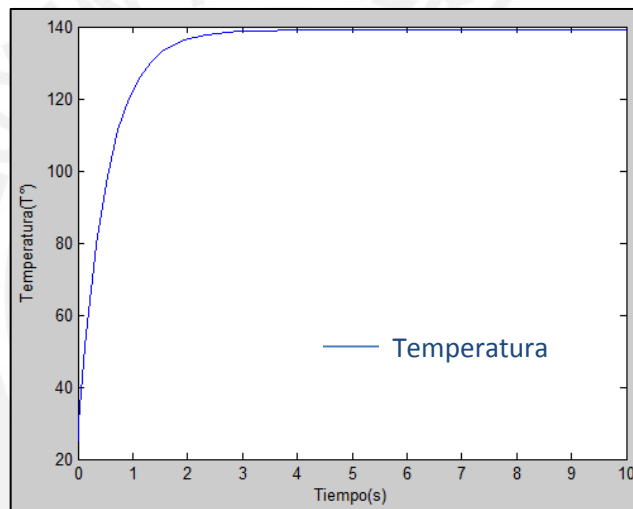


Figura 3.13: Respuesta de la temperatura del Flexinol respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

b) Modelo de transformación de fase

La fase de transformación tiene un comportamiento no lineal, debido a que la transición de fase de martensita a austenita depende directamente de la temperatura, esta transformación tiene el comportamiento de histéresis como en la Figura 3.14 [19].

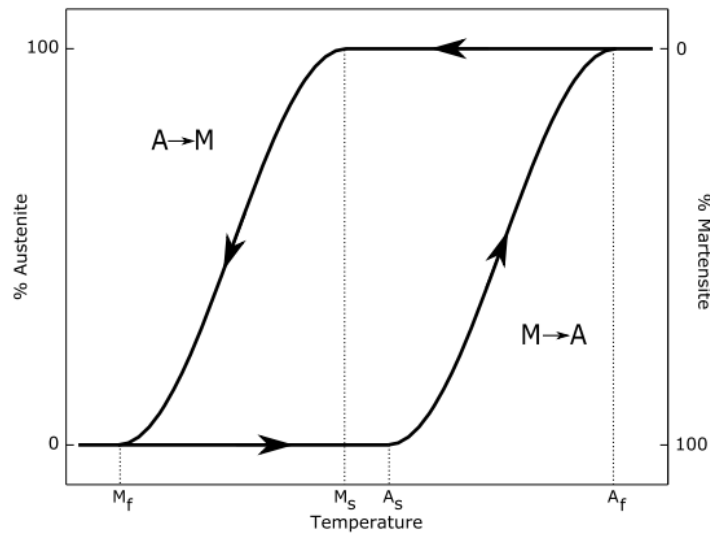


Figura 3.14: Transformación de fase versus temperatura [19]

Para modelar la histéresis se utilizó la siguiente fórmula [34]:

$$R_m(T) = \frac{1}{1 + \exp[K_m(T - T_{0m})]} \quad (3.2)$$

Dónde:

R_m : Fracción de volumen de Martensita o Austenita

En el proceso de calentamiento:

$$K_m = 6.2/(A_f - A_s)$$

$$T_{0m} = (A_s + A_f)/2$$

En el proceso de enfriamiento:

$$K_m = 6.2/(M_s - M_f)$$

$$T_{0m} = (M_s + M_f)/2$$

Se realizó la simulación en Simulink de Matlab del proceso de calentamiento, fase que nos interesa en el presente trabajo para esto se utilizaron los datos en la Tabla 3.10.

Tabla 3. 11: Condiciones de la transformación de fase [19].

Temperatura	70°C (LT)	90°C (HT)
Inicio de Austenita	68°C	88°C
Fin de Austenita	78°C	98°C
Inicio de Martensita	52°C	72°C
Fin de Martensita	42°C	62°C

En la Figura 3.15, podemos observar la simulación obtenida, donde la fracción de material de transformación que hay en la etapa de calentamiento (Austenita) varía respecto al tiempo.

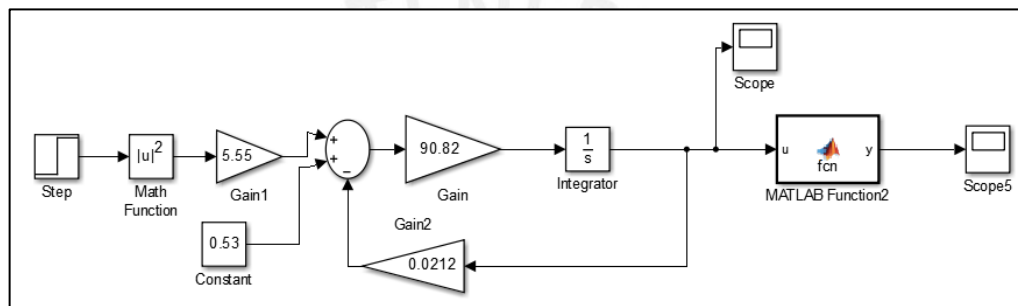


Figura 3.15: Simulación de la fase de transformación. Fuente: Elaboración propia

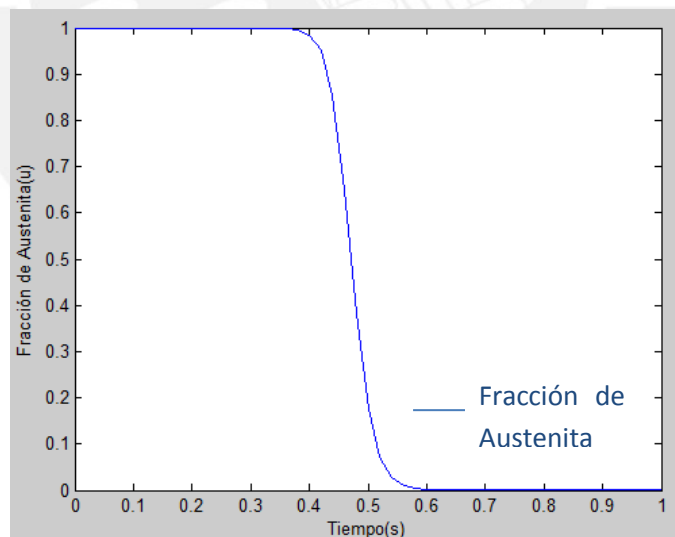


Figura 3.16: Respuesta del cambio de fase del Flexinol respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

c) Modelo Mecánico

La fase de transformación se relaciona directamente con el trabajo mecánico, debido a que mientras la temperatura aumenta la fuerza aumenta ocasionando trabajo en el hilo Flexinol. Se realizaron varias pruebas con el fin de representar dinámicamente la

relación entre estas dos variables, obteniendo la siguiente fórmula (ecuación 3.3) donde encontramos un sistema de primer orden con una constante de tiempo aproximadamente igual a 0.067 (ver Figura 3.17), la máxima deformación es de 5%.

$$\varepsilon + \tau \frac{d\varepsilon}{dt} = \varepsilon_m [1 - R_m(T)] \quad (3.3)$$

Dónde:

ε : Deformación del material

τ : Constante de tiempo mecánico

ε_m : Deformación máxima

$R_m(T)$: Fracción de volumen de Martensita o Austenita

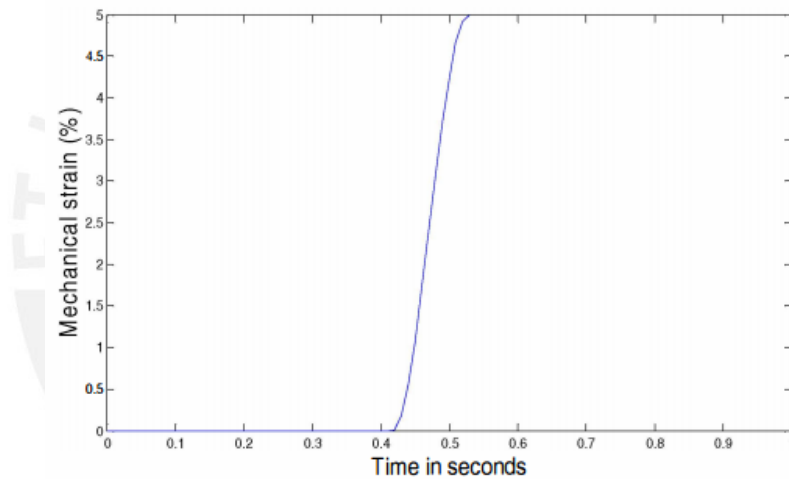


Figura 317: Grafica de la simulación de la deformación mecánica versus el tiempo [19]

En la siguiente figura, podemos observar la simulación en Simulink de Matlab del modelo mecánico, donde la deformación del material cambia respecto al tiempo.

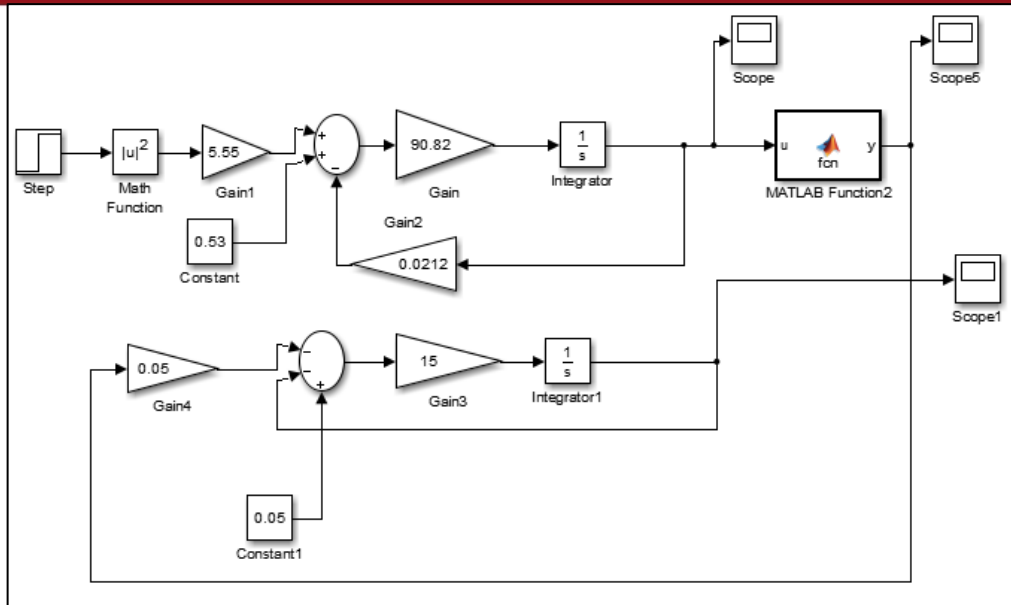


Figura 3.18: Grafica de la simulación de la deformación mecánica versus el tiempo [19]

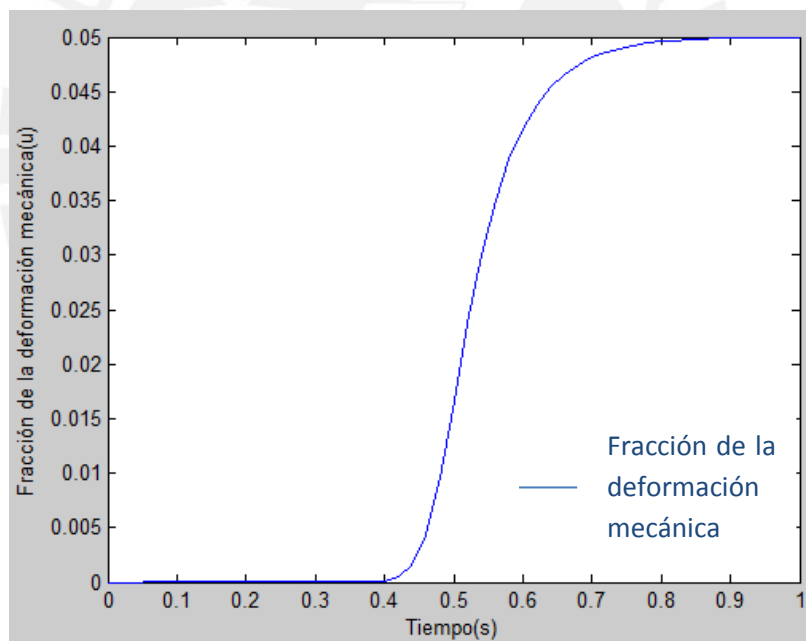


Figura 3.19: Respuesta de la deformación del material respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

I.- Modelamiento de la generación de fuerza

La generación de fuerza se encuentra relacionada directamente con la deformación mecánica y esta a su vez con la tensión del Flexinol (ver Figura 3.20).

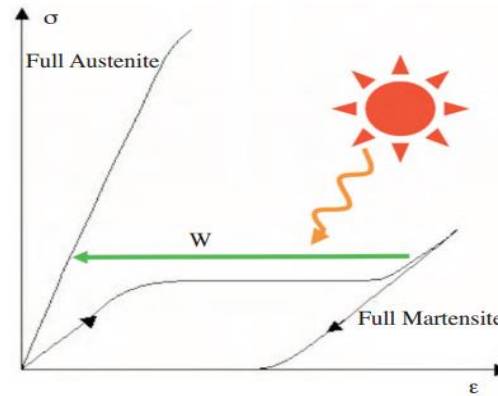


Figura 3.20: Trabajo mecánico versus el estrés durante la etapa de calentamiento [19]

Entonces, podemos representar en la fase de calentamiento la siguiente ecuación:

$$\sigma = (k) * \varepsilon \quad (3.4)$$

Dónde:

σ : Tensión del material

k : Constante

ε : Deformación del material

Para hallar el valor de K , se toma como referencia que en el punto máximo la deformación es máxima y la tensión como consecuencia es máxima, la cual es de 172 MPa [11], entonces el valor de k es igual a 3.44 GPa.

Para relacionar la fuerza con la deformación se presenta la siguiente formula:

$$\frac{F}{A} = k * \varepsilon \quad (3.5)$$

Dónde:

F : Fuerza del Flexinol

A : Sección transversal

Para la simulación en Simulink de Matlab se tomó en consideración el Flexinol de 0.25 mm de diámetro.

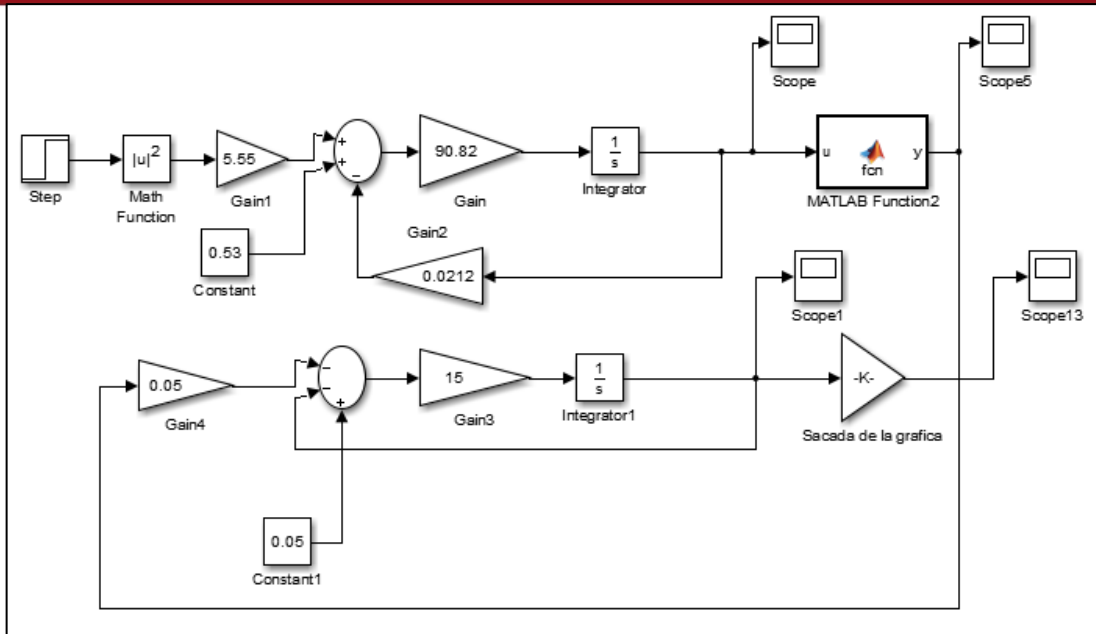


Figura 3.21: Simulación de la generación de fuerza: Elaboración propia

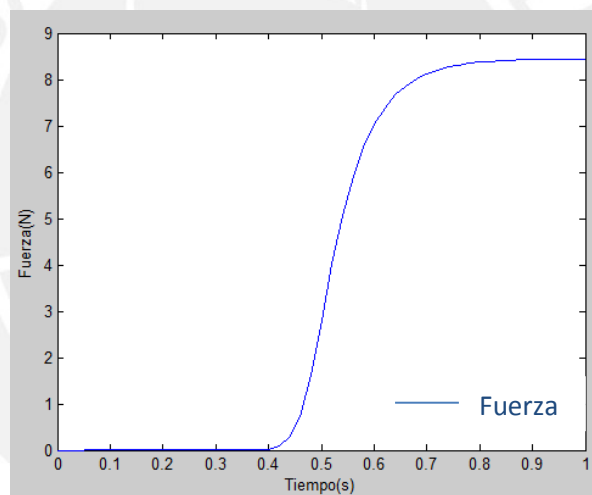


Figura 3.22: Respuesta de la generación de fuerza respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

En la figura 3.22, se aprecia la variación de la fuerza que ejerce el Flexinol respecto al tiempo, donde la fuerza máxima es de 8.5 N aproximadamente.

3.4.2 Modelo del dedo

Para realizar el modelamiento del dedo se consideró básicamente el efecto dinámico de la mano sin considerar la acción de la fricción, por efectos prácticos. Además, se optó por usar como modelo base el de la muñeca. En la siguiente figura, podemos observar el diagrama dinámico y diagrama de cuerpo libre de la mano en una vista frontal [35]:

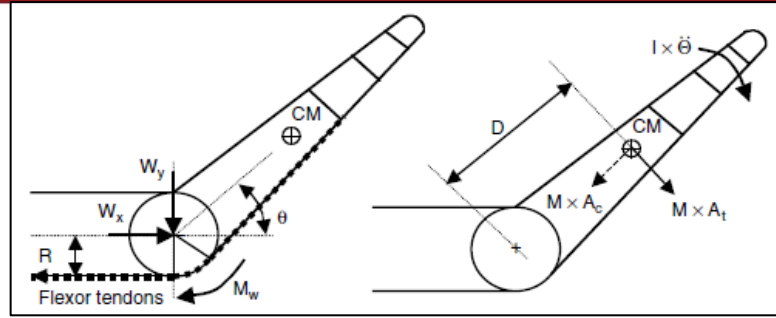


Figura 3.23: Diagrama de cuerpo libre y diagrama dinámico de la una mano [35]

Podemos obtener la siguiente ecuación:

$$F_T R = (M A_t + M A_c) D + I \ddot{\theta} \quad (3.6)$$

Dónde:

F_T : Fuerza del tendón

M : Masa

A_t : Aceleración tangencial

A_c : Aceleración Centrípeta

I : Momento de Inercia de la flexión de la mano

$\ddot{\theta}$: Aceleración Angular

θ : Ángulo de desviación de la muñeca

R : Radio de curvatura del tendón

Entonces, para nuestro trabajo podemos extrapolar este modelo al del dedo, obteniendo la ecuación 3.7. En la siguiente figura, se muestra el diagrama de fuerzas junto con el diagrama dinámico:

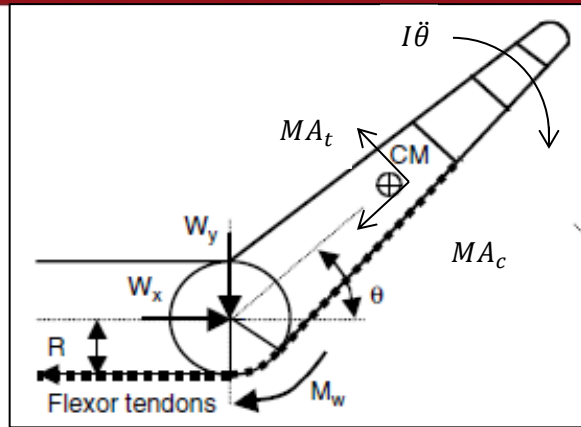


Figura 3.24: Diagrama de fuerzas del modelo del dedo. Fuente: Adaptación del [35]

Tomando momento en el punto de corte se obtiene la siguiente formula:

$$F_T = \frac{(MD^2 + I)\ddot{\theta}}{R} \quad (3.7)$$

Dónde:

D: Distancia entre el centro de la masa de la maso y la muñeca.

Se realizó la simulación del Flexinol junto con la planta en Simulink de Matlab, donde se puede apreciar que la respuesta a un escalón es muy parecida a la obtenida en pruebas sobre el sistema completo (ver Figuras 3.25, 3.26, 3.27).

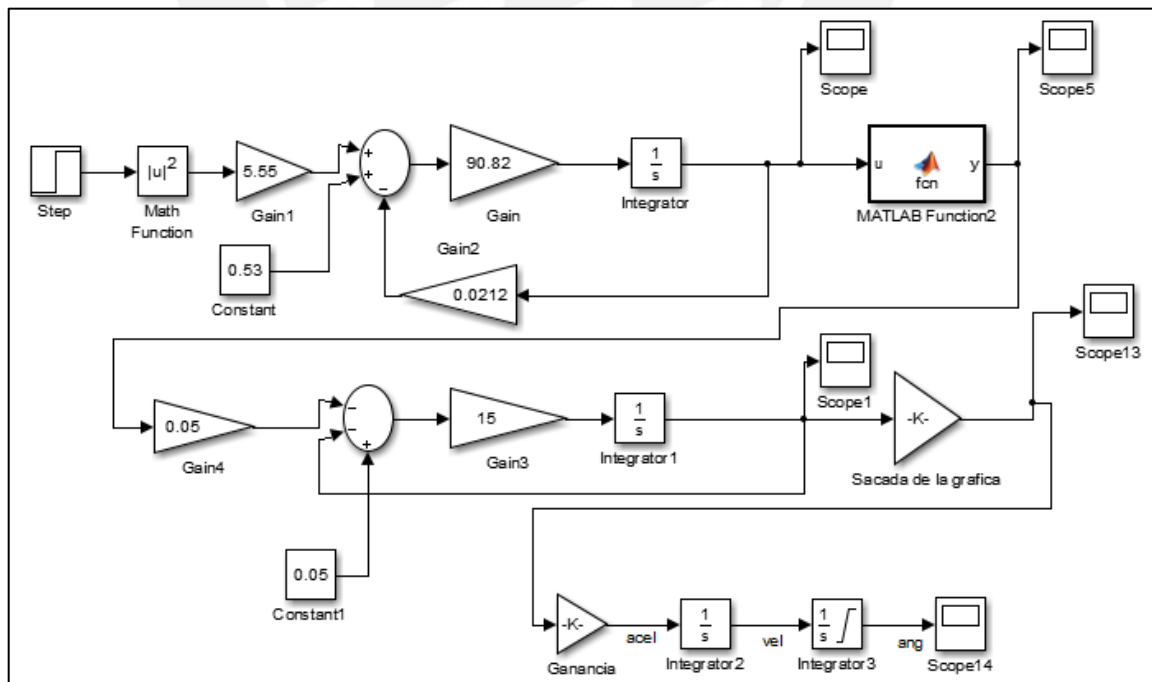


Figura 3.25: Simulación del actuador y planta ante un escalón: Elaboración propia

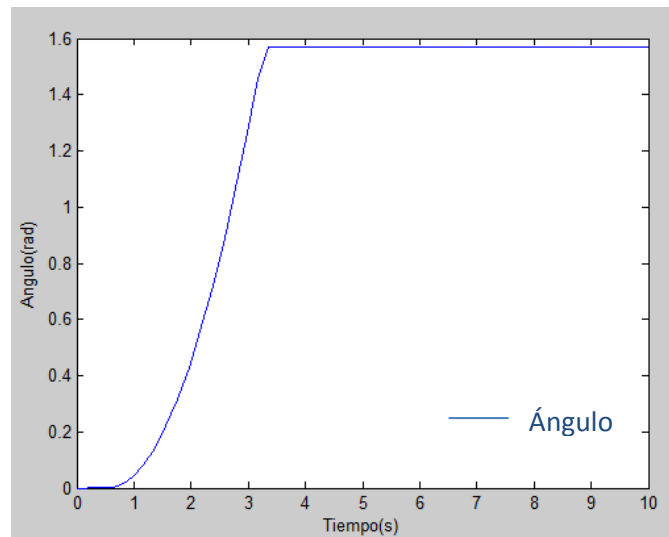


Figura 3.26: Respuesta del sistema total respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

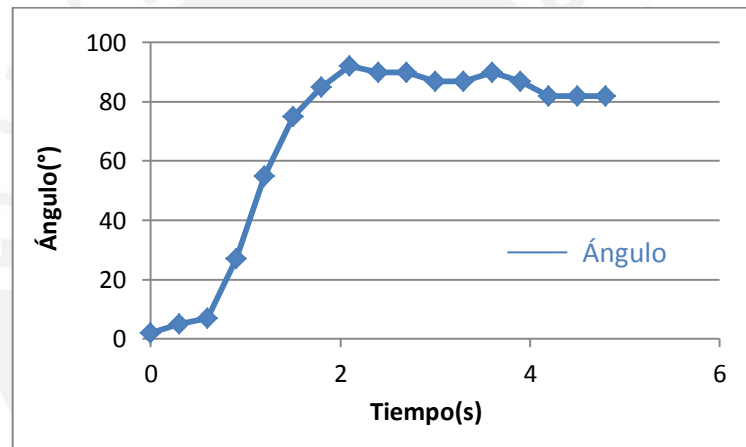


Figura 3.27: Respuesta de la posición angular respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar, la gráfica real y teórica son semejantes, pero para realizar el control se tomará como referencia la simulación en la planta real, debido a que tiene parecido a un sistema de primer orden y los valores del PID serán los más apropiados.

3.4.3 Diseño del programa para realizar el control de la posición angular del dedo

Para realizar el programa se tomó en cuenta los siguientes requisitos:

- El Duty cycle debe variar de 1 a 100%, con el fin de poder realizar un control PID del Flexinol y la planta.
- La frecuencia puede ser la misma para todos los pines PWM del Flexinol o se podrá configurar por separado.

- La frecuencia de muestreo se halló a partir de pruebas con el Flexinol y a reglas de control digital.
- La frecuencia de operación máxima en nuestro microprocesador es de 16 MHz.
- La frecuencia de la PWM es constante.
- La toma de datos para accionar al Flexinol se realizará a partir de una pantalla y teclado, la cual se deberá configurar y adaptar a nuestro microcontrolador.

El programa inicializa todas las variables y espera que el usuario seleccione una posición definida o la escritura manual del ángulo final, para finalizar cualquiera de estas acciones de debe presionar el botón seleccionar, el cual indica la ejecución de todo el programa generando la PWM, PID y variando el Duty cycle hasta que llegue a su posición final.

Para la generación de PWM se utilizaron los registros OCR3A y OCR3B del timer3, el cual gobierna los pines 2,3 y 5 del Arduino Mega; además, del OCR1A y OCR1B del timer1 de los pines 11 y 12. Por otro lado, se configuro al microcontrolador para visualizar en tiempo real la posición del ángulo recorrido por un dedo.

El programa principal se encarga de la lectura del ángulo mediante el ADC, luego ingresa al bloque del PID donde se calcula el Duty cycle más conveniente para accionar el Flexinol con el fin de obtener un error cero. En la siguiente figura se representa mediante un Diagrama de Flujo la lógica usada para realizar el control de la posición angular del dedo.

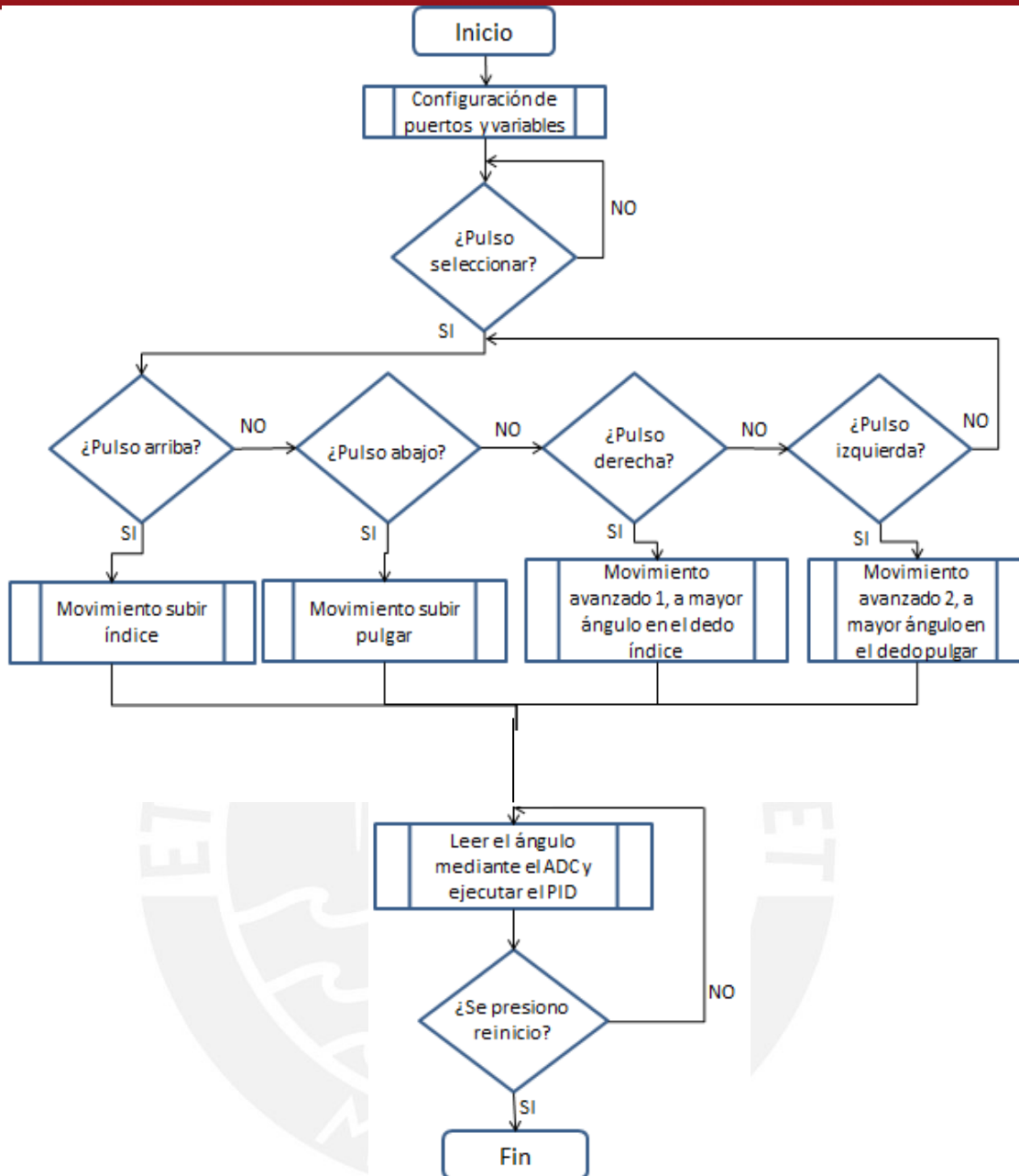


Figura 3.28: Diagrama de Flujo del prototipo. Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Pruebas de la mano impresa en 3D

En un primer momento se imprimieron todas las piezas con el material PLA; entonces, se realizaron pruebas de funcionalidad dando como resultado que la cantidad de rozamiento entre la articulación y la falange era demasiado alto; por este motivo, se optó por utilizar en las uniones material flexible para aparte de disminuir la cantidad de rozamiento, ayudar al material a regresar a su posición original.

Otra prueba inicial fue averiguar cuanta fuerza se necesitaba para flexionar al máximo el dedo, en este caso se utilizó varias pesas de 200, 300, 400 y 500 gr, dando como resultado la fuerza aproximada de 4 N. Además, se calculó cuanta longitud lineal es necesaria para que cada dedo se pueda mover hasta su ángulo máximo, 90 grados. En el dedo índice y con la ayuda de la pesa de 400 gr se calculó que es necesario un desplazamiento lineal de 2.6 cm aproximadamente; mientras, que en el dedo pulgar el desplazamiento lineal fue de 1.6 cm.

4.2 Pruebas de funcionamiento del excitador de potencia, circuito sensor y ventilador

En esta parte se realizaron primero pruebas con el excitador de potencia para verificar su correcto funcionamiento. Para esto, se programó una PWM al 50% a la salida del Arduino Mega, lo cual activa la etapa de protección. Luego, al pasar a la parte de potencia, se excitará al mosfet de $V_{gs} < 4V$, dando como resultado una onda PWM, pero con un tiempo de bajada de 0.2 ms, tiempo despreciable debido a que el mosfet solo necesita un voltaje menor a 4 V para dejar de conducir y esto se logra de forma casi instantánea. En la Figura 4.1, se observa las tarjetas utilizadas y el resultado de la prueba de funcionamiento.

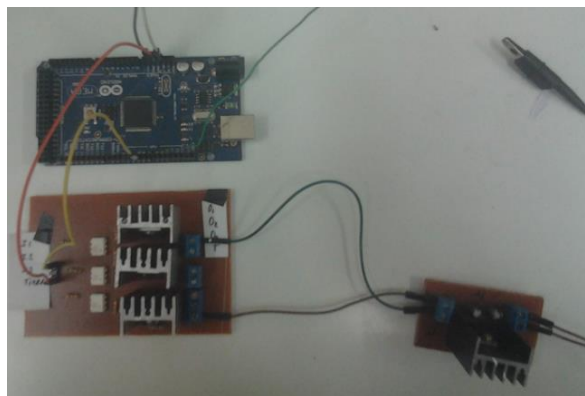




Figura 4.1: Prueba de funcionamiento del excitado de potencia. Fuente: Elaboración propia

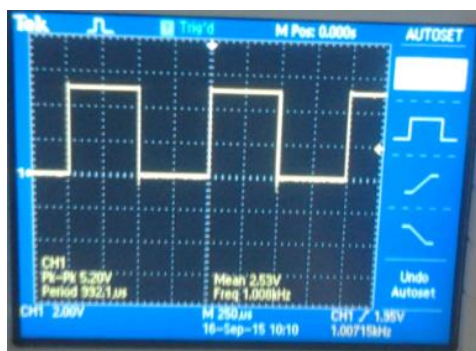
Para realizar las pruebas del Flexinol y de las otras tarjetas se usó la plataforma regulable con una longitud de Flexinol de 50 cm, esto a consecuencia de necesitar 2.5 cm de desplazamiento lineal para poder mover el dedo pulgar completamente y considerando que el máximo estiramiento teórico recomendado por el fabricante es de 5%. Se trabajó a una frecuencia de 1 KHz a un Duty cycle diferente entre cada prueba y a temperatura ambiente. En la Tabla 4.1 se presentan las respuestas obtenidas conforme se variaba el Duty cycle.

Tabla 4.1: Pruebas a diferentes Duty cycle.

Longitud (cm)	Duty cycle	Corriente consumida	Tiempo de respuesta
49	80%	670mA	8 segundos
49	50%	450mA	10 segundos
49	35%	350mA	12 segundos
49	30%	300mA	*

* No llega a una contracción total, solo parcial

Fuente: Elaboración propia



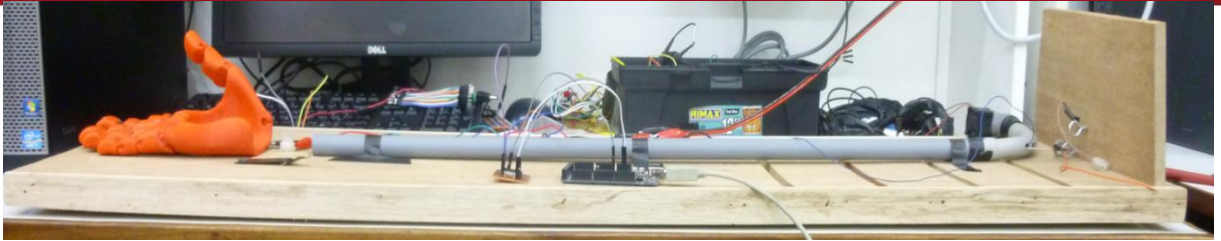


Figura 4.2: Plataforma utilizada y resultados a un Duty cycle de 50%. Fuente: Elaboración propia

De los resultados se puede concluir, que mientras mayor sea el Duty cycle, la contracción será más rápida. Además, se comprobó que el porcentaje de deformación del Flexinol que se midió fue de 3.47%, mientras que la deformación teórica es de 4% con un máximo de 5%. Al mismo tiempo, se comprobó el correcto funcionamiento de las tarjetas del sensor y ventilador.

4.3 Pruebas de funcionamiento de Controlador e interface

4.3.1 Sintonización del PID

En esta parte, se usó la herramienta del Matlab, para hallar los parámetros PID más apropiados para nuestro sistema. Primero, se replicó el modelo real en Matlab con la herramienta Simulink y luego se sintonizó los valores del PID para obtener un menor overshoot, un tiempo de subida menor a 1.8 segundos, hallados de la gráfica real, y una respuesta más rápida al comienzo del proceso.

Mediante la plataforma diseñada se realizó la prueba al escalón a la planta para sacar el modelo real y elegir con cual modelo realizar la sintonización.

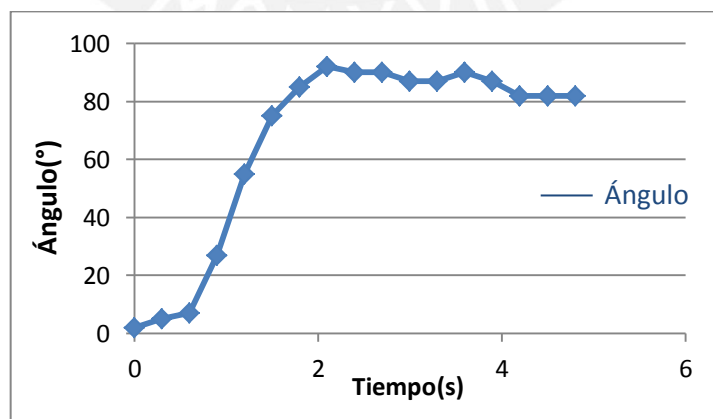


Figura 4.3: Respuesta de la posición angular respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar, la gráfica real y teórica (Figura 3.27 y Figura. 4.3) son semejantes, pero para realizar el control se tomará como referencia la simulación en la planta real, debido a que tiene parecido a un sistema de primer orden y los valores del PID serán los más apropiados.

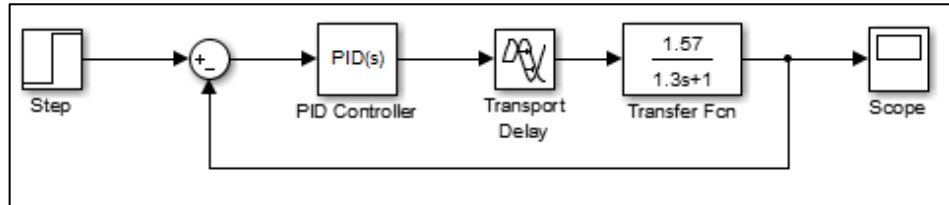


Figura 4.4: Sintonización de los parámetros PID. Fuente: Elaboración propia

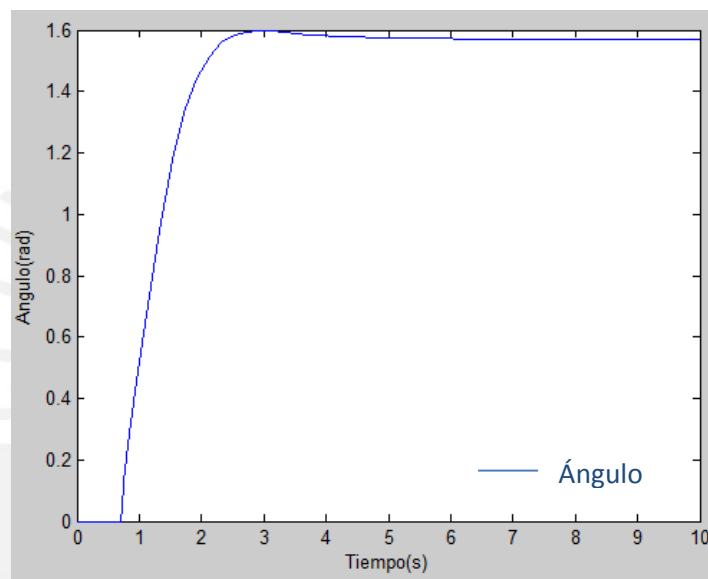


Figura 4.5: Respuesta del sistema real sintonizado respecto al tiempo. Fuente: Elaboración propia

Los parámetros obtenidos de la simulación en Matlab son:

$$K_p = 0.72$$

$$K_i = 0.52$$

$$K_d = 0.18$$

Para discretizar estos valores y realizar la sintonización de manera real es necesario obtener el periodo de muestreo al cual se va a trabajar; entonces, se consideró el criterio mencionado en [36], donde se expone la siguiente fórmula:

$$\frac{1}{15} * T_{95\%} < T < \frac{1}{4} * T_{95\%}$$

Dónde:

$T_{95\%}$: Tiempo que demora a llegar al 95% de su valor final

T: Periodo de muestreo

Según la gráfica podemos observar que el tiempo que demora en llegar al 95% de su valor final es de 1.4 segundos. Aplicando la fórmula el tiempo de muestreo debe estar entre 0.35 y 0.093 segundos. En este caso se tomará como tiempo de muestreo 300 ms.

Entonces, para la programación es necesario discretizar la fórmula del PID analógico (4.1) utilizando el método de la aproximación rectangular. Entonces, luego de las simplificaciones matemáticas se obtuvieron las ecuaciones 4.2, 4.3 y 4.4, donde se expresa el término proporcional, integral y derivativo en su forma discreta y en la ecuación 4.5 se tienen expresión final del PID discretizado [37].

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4.1)$$

$$K_p e(t) = K_p e(n) \quad (4.2)$$

$$K_i \int dt = K_i T \sum_i e_i \quad (4.3)$$

$$K_d \frac{de(t)}{dt} = K_d \frac{e(n) - e(n-1)}{T}$$

$$K_d \frac{de(t)}{dt} = K_d \frac{e(n+1) - e(n)}{T} \quad (4.4)$$

$$u(t) = K_p e(n) + K_i T \sum_i e_i + K_d \frac{e(n+1) - e(n)}{T} \quad (4.5)$$

Entonces los valores de los parámetros discretizados serán los siguientes:

$$K_{dp} = 0.72$$

$$K_{di} = 0.18$$

$$K_{dd} = 0.26$$

En la Figura 4.6, se presenta el diagrama de bloques del sistema de control obtenido y el cual se implementará.

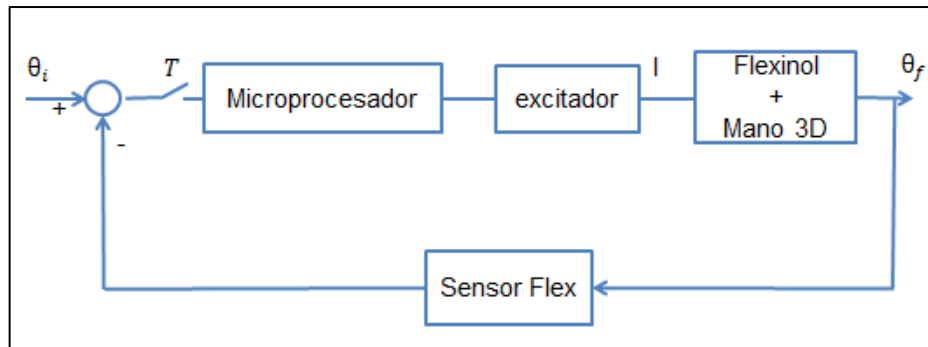


Figura 4.6: Sistema de control implementado. Fuente: Elaboración propia

El sensor se coloca en la tercera falange, ya que este ángulo nos brinda una mejor referencia de la posición final del dedo; además, si se desea agarrar un objeto no es necesario saber el ángulo final sino tener unos sensores de fuerza o presión. Por otro lado, la resistencia del sensor varía respecto al ángulo flexionado, motivo por el cual es necesario hacer una conversión de voltaje leído por el ADC con resolución de 10 bits a la posición angular aprovechando que el sensor tiene comportamiento lineal.

Para un ángulo de 0° , se midió en el flex sensor la resistencia de $34.5 \text{ K}\Omega$, entonces el voltaje leído es de 1.12 V , generando una lectura por el ADC de 240; mientras que, para el ángulo de 90° , la resistencia del sensor fue de $40 \text{ k}\Omega$, con lo cual el voltaje leído es de 1 v , generando una lectura de 204 por el ADC. Con estos valores se puede hallar la ecuación que nos describe el comportamiento del sensor. Consideración, todos los ángulos en radianes:

$$\text{ángulo} = \frac{240 - \text{sensor}}{23} \quad (4.6)$$

Para la sintonización de los parámetros de la planta real se ha teniendo en cuenta que al aumentar la constante proporcional aumentará la deformación final, el aumento de la constante integral realizará la disminución del tiempo necesario para contraer al dedo, pero generará un sobreimpulso ocasionando que el dedo sobrepase su posición final y que el termino derivativo disminuirá el sobreimpulso generando que la flexión sea más suave, pero en mayor tiempo.

A continuación, se presentarán algunas pruebas realizadas para obtener los mejores valores de K_p , K_i , K_d a partir de la simulación en Matlab. Para realizarlo se usó la plataforma regulable, una longitud de 75 cm de Flexinol, toda la circuitería

implementada y se configuró el ángulo final a 45 grados sexagesimales. Teniendo en cuenta que tenemos una resolución de 2 grados sexagesimales aproximadamente.

En esta prueba se puede observar, en la Figura 4.7, que se obtiene un error en estado estable de aproximadamente 5 grados sexagesimales, además tenemos sobreimpulso en los primeros 3 segundos, por esta razón, es necesario aumentar en primer lugar el parámetro derivativo y luego el parámetro integral; además, de disminuir el parámetro proporcional.

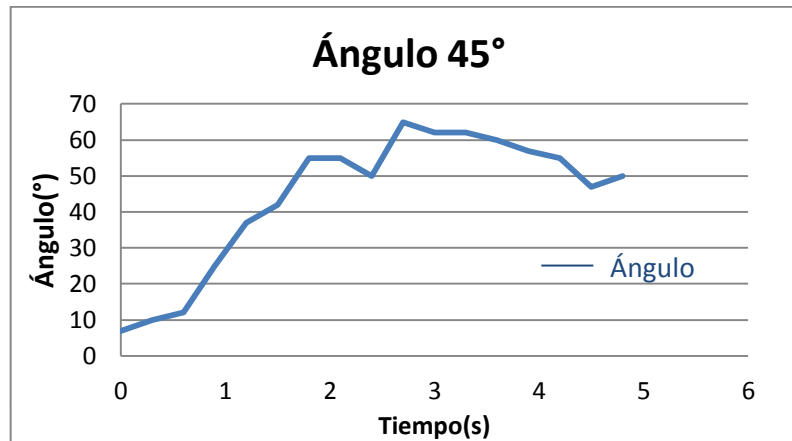


Figura 4.7: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.72$, $K_i=0.18$, $K_d=0.26$. Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4.8, se puede observar que al aumentar el parámetro derivativo la curva se suaviza, pero en un tiempo mayor. Además, se observa que el error en estado estable es de 5 grados aproximadamente.

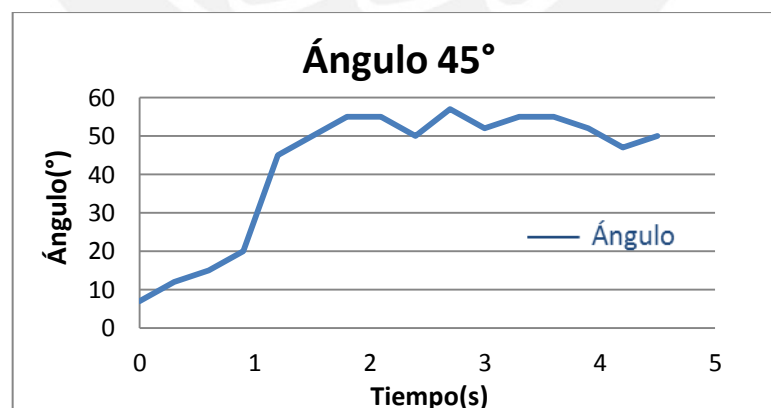


Figura 4.8: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.72$, $K_i=0.18$, $K_d=0.28$. Fuente: Elaboración propia

Entonces, para mejorar la sintonización es necesario disminuir la deformación inicial por ende se disminuyó la constante proporcional y además se aumentó el término integral con la finalidad de disminuir el tiempo necesario para contraer el dedo y disminuir el error en estado estable. Este resultado se puede apreciar en la Figura 4.9.

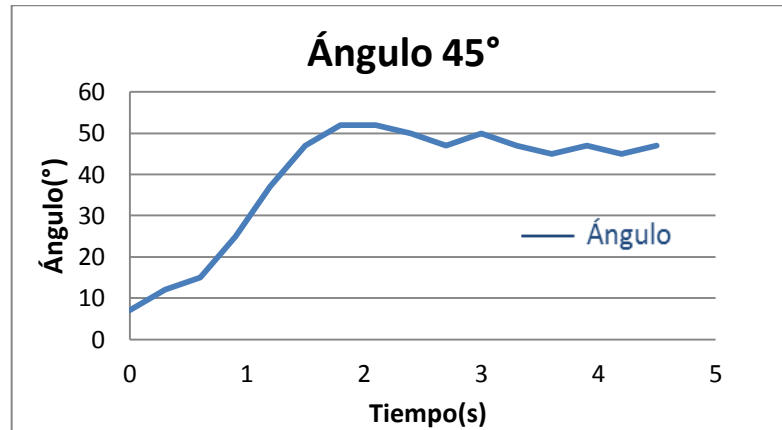


Figura 4.9: Sintonización de parámetros PID, $K_p=0.7$, $K_i=0.182$, $K_d=0.28$. Fuente: Elaboración propia

Los mejores parámetros obtenidos en la sintonización son $K_p=0.7$, $K_i=0.182$, $K_d=0.28$, ya que, la respuesta al inicio es mucho más rápida que en los casos anteriores, se disminuyó la constante de tiempo y el tiempo de subida se disminuyó hasta 1.3 segundos, el cual se aproxima al tiempo que demora una mano real en realizar el movimiento de aducción, aproximadamente 1 segundo.

4.3.2 Prueba de funcionamiento del dedo índice

Se realizaron pruebas a diferentes ángulos, para verificar el correcto funcionamiento del sistema. En la Figura 4.10, se aprecia el resultado de la prueba a 40 grados sexagesimales, donde se observa que el sistema se estabiliza a un ángulo aproximado de 42 grados teniendo un error de 2 grados, los cuales no causan efecto en el movimiento, ya que no son perceptibles visualmente (ver Figura 4.11).

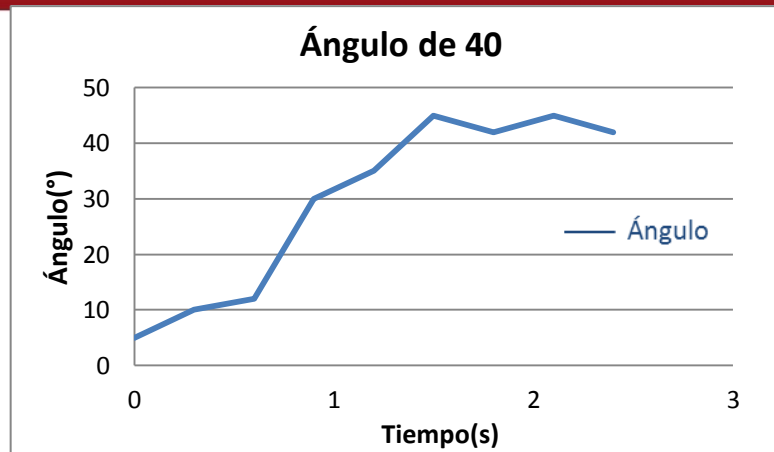


Figura 4.10: Grafica de la prueba del dedo índice a 40 grados. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.11: Resultado de la prueba de 40 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia

En el caso de 45 grados tenemos que el valor en estado estable es de 47 grados aproximadamente, pero con un tiempo de subida de 1.3 segundos aproximadamente. Este error, como en el caso anterior, no se ve reflejado visualmente en el sistema como se puede observar en la Figura 4.13.

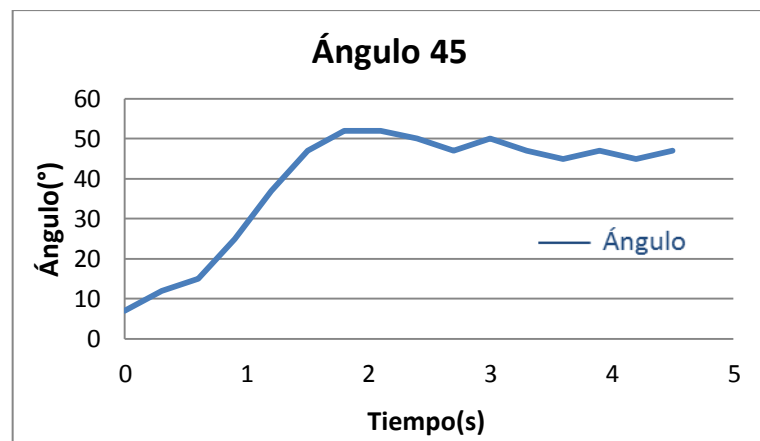


Figura 4.12: Grafica de la prueba del dedo índice a 45 grados. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.13: Resultado de la prueba a 45 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia

En la prueba de 60 grados tenemos un valor en estado estable de aproximadamente 65 grados, mayores que los anteriores y el tiempo de subida se vio afectado en 0.2 segundos, este error no se percibe visualmente, similar que en los casos anteriores (ver Figura 4.14).

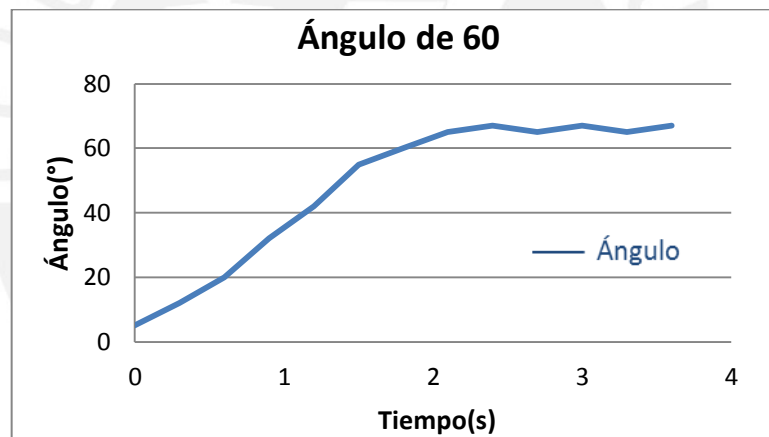


Figura 4.14: Grafica de la prueba del dedo índice a 60 grados. Fuente: Elaboración propia

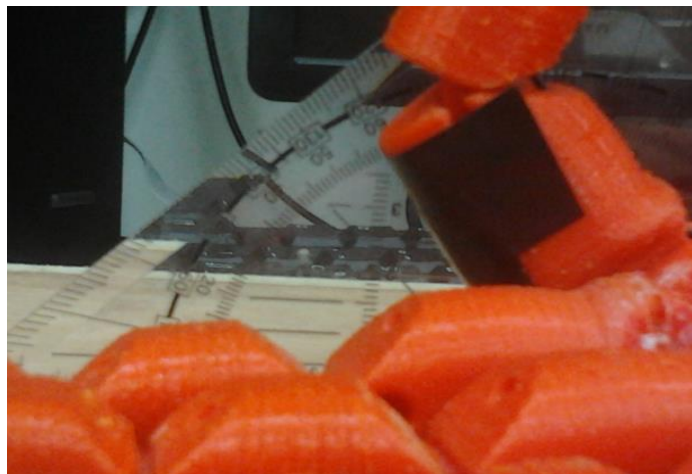


Figura 4.15: Resultado de la prueba a 60 grados en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia

4.3.3 Pruebas con el dedo Pulgar

En la siguiente sección, se realizó pruebas en el dedo pulgar con el fin de saber cuánto se debe contraer el Flexinol para poder llegar al ángulo máximo de flexión del dedo, 90 grados. Partiendo de las pruebas realizadas anteriormente con el Flexinol tenemos que el material se deforma aproximadamente 3.47% y la longitud necesaria a deformar es de 1.6 cm. Sabiendo que, la resistencia del Flexinol varía en 18 Ω cada metro, entonces tendremos aproximadamente una resistencia de 8.5 Ω , con un voltaje de 9 V de alimentación tenemos 1.05 A, corriente máxima que el fabricante recomienda que circule por el material. Al igual que en el dedo índice se hallaron los parámetros PID.

Dónde:

$$K_{dp} = 0.72$$

$$K_{di} = 0.18$$

$$K_{dd} = 0.26$$

Por otro lado, se realizaron pruebas con el sensor para conocer los valores leídos por el ADC cuando el flex se encuentre en 0 grados y 90 grados. Los datos hallados fueron de 240 para el ángulo de 90° y 296 para el ángulo de 0°, a partir de estos resultados se obtuvo la siguiente fórmula:

$$\text{ángulo}_{\text{pulgar}} = \frac{296 - \text{sensor}_{\text{pulgar}}}{58.5}$$

Al igual que con el dedo índice se realizaron pruebas a diferentes ángulos, con la finalidad de comprobar el correcto funcionamiento del sistema, a continuación se presentan una serie de resultados. En la Figura 4.16, se puede observar que el ángulo de referencia es de 30 grados, pero este se estabiliza en 31 grados aproximadamente, este error visualmente no afecta a la planta. Por otro lado, el tiempo de subida es 1.3 segundos aproximadamente, tiempo similar al que demora un dedo en realizar la tarea de aducción, esto se puede observar en la Figura 4.17. Lo mismo ocurre con los ángulos de 45° y 60° grados.

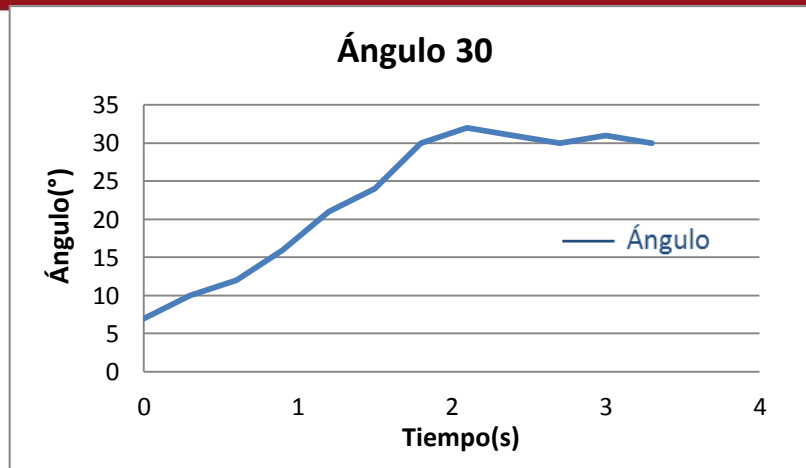


Figura 4.16: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 30 grados. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.17: Resultado de la prueba a 30 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia

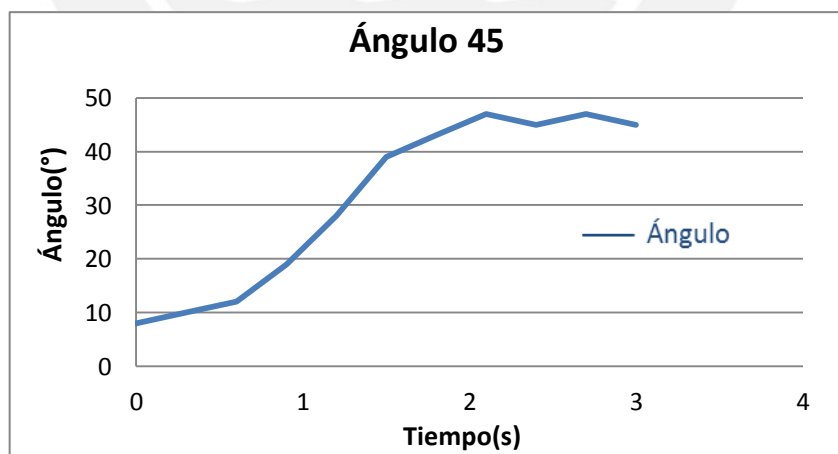


Figura 4.18: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 45 grados. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.19: Resultado de la prueba a 45 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia

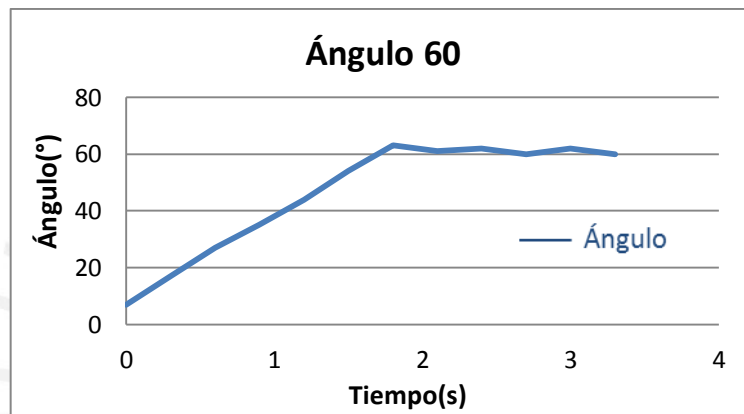


Figura 4.20: Grafica de la prueba del dedo pulgar a 60 grados. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.21: Resultado de la prueba a 60 grados en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia

4.3.4 Pruebas con el ventilador

En esta parte se realizó pruebas con ventilador de 5 VDC, con la finalidad de reducir el tiempo de elongación del Flexinol, simulando la relajación muscular. El ventilador se activará después que la planta llegue a su posición con la finalidad de no afectar la etapa de calentamiento del Flexinol dejando las curvas de contracción sin cambios. A continuación se presentarán dos gráficas donde se apreciará la influencia del ventilador en la etapa de enfriamiento del actuador.

Como se puede observar el tiempo de enfriamiento en la primera grafica es de aproximadamente 4.8 segundos; mientras que con el ventilador el tiempo se reduce a 2.7 segundos, casi la mitad. Este tiempo se podrá reducir aún más si cambiamos a un ventilador con mayor potencia hasta llegar a tener un tiempo de enfriamiento igual a la cuarta parte del tiempo con aire forzado.

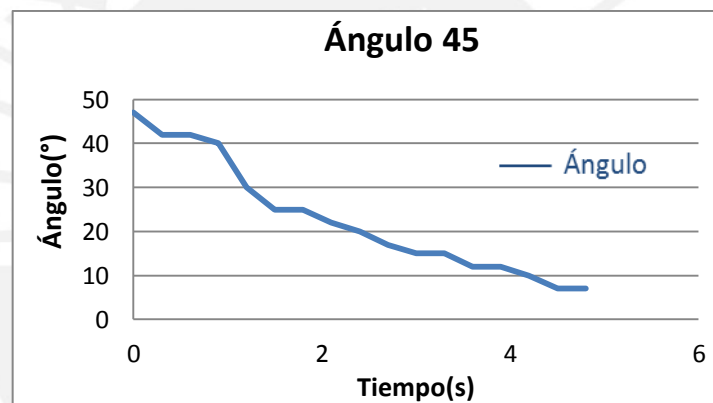


Figura 4.22: Gráfica de la etapa de enfriamiento sin ventilador. Fuente: Elaboración propia

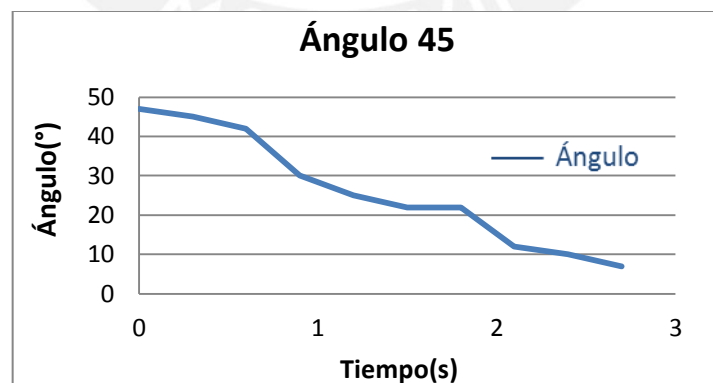


Figura 4.23: Gráfica de la etapa de enfriamiento con ventilador. Fuente: Elaboración propia

4.3.5 Pruebas con peso

A continuación se presentarán algunas pruebas realizadas con pesas calibradas de 100 gr y 200 gr, corroboradas con la balanza CAMRY, tanto en el dedo pulgar como índice, con el fin de verificar la capacidad del actuador de realizar movimientos con pesos adicionales a la del prototipo.

En la siguiente figura, se muestra la curva resultante de la prueba del dedo pulgar con la pesa de 100 gr, obteniendo que el error en estado estable aumente en 3 grados en comparación a la prueba sin esta carga adicional. En esta prueba se tomó como ángulo de referencia 45 grados y la posición del peso fue en la falange más cercana a la palma de la mano.

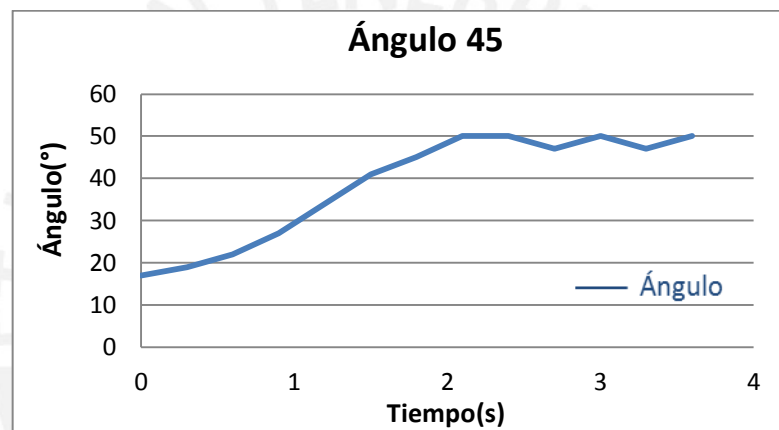


Figura 4.24: Gráfica del dedo pulgar con peso. Fuente: Elaboración propia

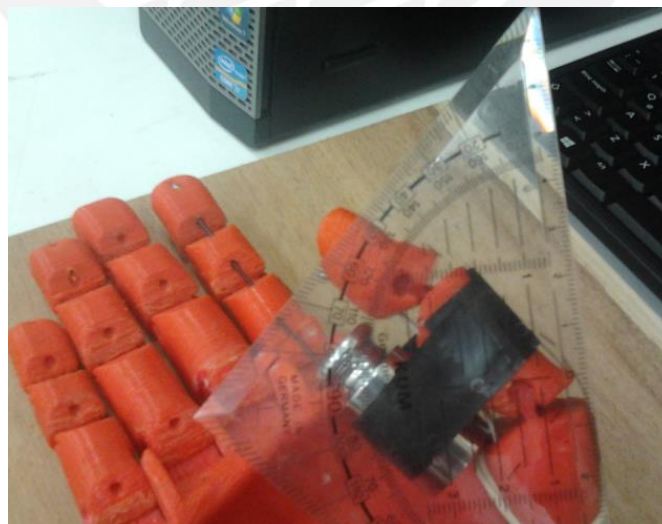


Figura 4.25: Resultado de la prueba de peso en el dedo pulgar. Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, se observa que el tiempo de subida aumento aproximadamente en 0.5 segundos, según la Figura 4.25 el error de estado estable no afecta a la planta; además, se confirmó que el Flexinol es capaz de realizar los movimientos con pesos adicionales.

A continuación se presentará la prueba realizada a 200 gr en el dedo índice con un ángulo de referencia de 45 grados. El tiempo de subida llego hasta los 2.7 segundos y el error en estado estable aumento en 5 grados más aproximadamente, en comparación a la prueba sin peso, el resultado final se puede observar en la Figura 4.27.

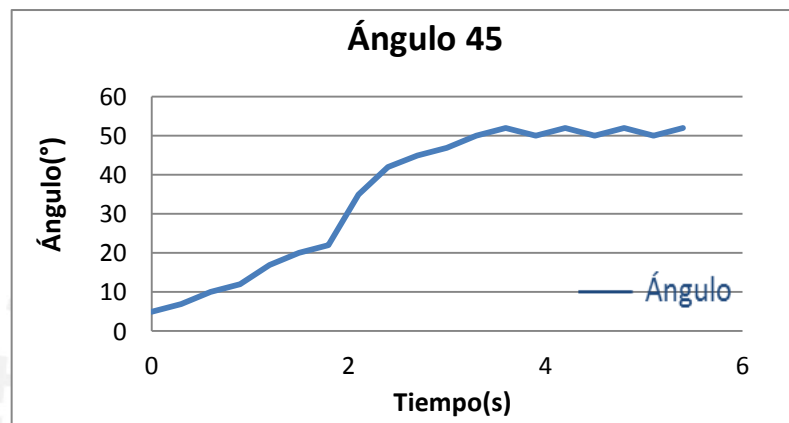


Figura 4.26: Gráfica del dedo índice con peso. Fuente: Elaboración propia



Figura 4.27: Resultado de la prueba de peso en el dedo índice. Fuente: Elaboración propia

4.4 Costo del proyecto

Tabla 4.2: Costos del proyecto

Producto	Cantidad	Precio (soles)
IRF820	3	9.00
4N25	3	1.50
Sensor Flex	2	80.00
L7809	1	1.70
L7812	1	1.70
LM324	1	1.20
Arduino Mega	1	70.00
Impresión 3D	1	250.00
Impresión 3D de las articulaciones	1	50.00
Horas-hombre	500 horas	10000
Otros		100
	Total	10563.70

Fuente: Elaboración propia

CONCLUSIONES

- Se simuló el prototipo de mano junto al actuador Flexinol, obteniendo un modelo muy parecido a uno de primer orden, donde la constante de tiempo es 1.3 y la ganancia es 1.57.
- El diseño de la parte electrónica es capaz de controlar el movimiento de los dedos pulgar e índice, así como soportar las corrientes picos que se originan al activarlos simultáneamente, aproximadamente 2 A. Por otro lado, con el fin de disminuir la potencia consumida y cumplir con los requisitos de diseño se utilizó elementos como mosfet en lugar de transistores, en la parte del opto-acoplador se utilizó resistencias capaces de enclavar la corriente a 1 mA. Además, se empleó el uso de PWM para excitar al Flexinol y así reducir la corriente consumida a unos 500-700 mA.
- El prototipo diseñado a diferencia del prototipo base cuenta con piezas flexibles en las articulaciones, las cuales junto con a la reducción de sus concavidades genera una fuerza de 1N simulando la relajación muscular.
- El prototipo cuenta con un error y precisión de 2 grados sexagesimales aproximadamente. Además, el tiempo de respuesta de las falanges sin peso es de 1.3 segundos, tiempo parecido al que demora una mano real en realizar los movimientos de flexión, aproximadamente 1 segundo.
- En la etapa de enfriamiento el tiempo que demora el Flexinol en regresar a su posición inicial es de aproximadamente 4.8 segundos, pero al utilizar el sistema de enfriamiento diseñado, este tiempo se reduce a 2.7 segundos, casi la mitad.
- Se comprobó que el Flexinol posee una gran fuerza, ya que al realizar pruebas con diferentes pesos las únicas variables que cambiaron fueron el tiempo de respuesta y el error en estado estable, estos aumentan según el peso. Para un peso de 100 gr en el dedo pulgar el tiempo de respuesta llegó a 1.8 segundos con un error de 3 grados más en comparación a la prueba sin peso; mientras que, para el peso de 200 gr en el dedo índice el tiempo llegó a 2.7 segundos con un error de 5 grados más en comparación a la prueba sin peso, pero en ambos casos no existió efectos perceptibles en la planta.

RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

- Se debe tener en cuenta realizar el control por cada falange de cada dedo con el fin de tener un mayor control sobre el exoesqueleto.
- Mejorar el sistema de refrigeración, utilizar un ventilador más potente o utilizar otro mecanismo con mejores resultados.
- Para reducir el espacio ocupado por el Flexinol se recomienda usar un conjunto de poleas alrededor del brazo con el fin de minimizar el recorrido del material.
- Si el Flexinol va a realizar trabajo utilizando la máxima capacidad de fuerza, se recomienda utilizar varios hilos en paralelo para evitar la fatiga en el actuador y así asegurar su tiempo de vida de aproximadamente 1 millón de usos.
- Para colocar los hilos como recubrimiento de la mano, se recomienda diseñar un guante con tubos especiales por donde pasarán los hilos de Flexinol, esto para evitar daños en las manos de las personas debido al calentamiento del Flexinol.



BIBLIOGRAFÍA

- [1] BURYANOV ALEXANDER & KOTIUK VIKTOR
2010 Proportions of Hand Segments. [En línea]. Ucrania. International Journal of Morphology, pp. 755-758. [Consultado: 2015/10/02].
< <http://www.scielo.cl/pdf/ijmorphol/v28n3/art15.pdf> >
- [2] MAKERBOT THINGIVERSE
2015 Flexy-Hand2. [En línea]. Estados Unidos. [Consultado: 2015/10/25]
< <http://www.thingiverse.com/thing:380665>>
- [3] EL BASIOUNY, EL-BIALY, TAHER, KANDIL ,RASNY
2003 A myoelectric prosthesis controler. [En línea]. El Cairo, Egipto. Septiembre. Bioengineering Conference, IEEE, pp. 140-141. [Consultado: 2014/09/02].
< <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=1216031&queryText%3DA+MYOELECTRIC+PROSTHESIS+CONTROLLER+S.+M.+ElBasiouny%27%2C+A.+M.+El-Bialy%27%2C+M.+F.+Tahe%3F%2C+A.+H.+Kandi12%2C+M.+E.+Rasmg> >
- [4] DANIEL P., FERRIS Y CARA L.LEWIS
2009 ROBOTIC LOWER LIMB EXOSKELETONS USING PROPORTIONAL MYOELECTRIC CONTROL. [En línea]. Minneapolis, Minnesota, USA. Septiembre. Annual International Conference of the IEEE, pp. 2119-2124. [Consultado 2014/09/09].
< <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=5333984&queryText%3DRobotic+Lower+Limb+Exoskeletons+Using+Proportional+Myoelectric+Control> >

- [5] VAN DIJK, WITSE Y VAN DER KOOIJ, HERNAN
- 2013 OPTIMIZATION OF HUMAN WALKING FOR EXOSKELETAL SUPPORT. [En línea]. Seattle, Washington USA. Septiembre. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on, pp. 1-6. [Consultado 2014/09/15].
- <
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/abstractAuthors.jsp?tp=&arnumber=6650394&queryText%3Doptimization+of+human+walking+for+exoskeletal+support> >
- [6] V.DIETZ
- 2013 Gait Disorders. [En línea]. Zurich, Suiza. M.P Barnes and D.C Good, Editors © Elsevier B.V. [Consultado: 2014/09/04].
- <
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444529015000125> >
- [7] K.A.MOXON, S.GISTER, I.RYBAK, J.K.CHAPIN
- 2000 Development of Neural Prosthetic Device for Restoration of Tactile Function. [En línea]. Filadelfia, Pensilvania. Abril. Bioengineering Conference, IEEE, pp. 113-114. [Consultado 2014/08/30].
- <
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=842405&queryText%3DDevelopment+of+Neural+Prosthetic+Device+for+Restoration+of+Tactile+Function> >
- [8] ARON M. DOLLAR Y HUGH HERR
- 2008 Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. [En línea]. Febrero. Robotics, IEEE Transactions on, pp. 144-158. [Consultado: 2014/10/09].
- <
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=4456745&queryText%3DLower+Extremity+Exoskeletons+and+Active+Orthoses%3A+Challenges+and+State-of-the-Art> >

- [9] JACOB ROSEN, MOSHE BRAND, MOSHE B.FUCKS Y MIRCEA ARCAN
- 2001 A Myosignal-Based Powered Exoskeleton System. [En Línea]. Mayo. Systems and Humans, IEEE Transactions on, vol. 31, no 3, pp. 210-222. [Consultado: 2014/10/12].
- <
ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=925661&queryText%3DA+Myosignal-Based+Powered+Exoskeleton+System >
- [10] MANUEL ALEJANDRO CHAVEZ CARDONA, FELIPE RODRIGUEZ SPITIA, ASFUR BARADICA LOPEZ
- 2010 Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. [En línea]. Mayo. Revista Ingeniería Biomédica, IEEE, vol. 4, no 7, pp. 63-73. [Consultado: 2014/10/12].
- < <http://revistabme.eia.edu.co/numeros/7/art/07-Articulo%208.pdf> >
- [11] DYNALLOW INC.
- 2005 Technical Characteristics of Actuator Wires. [En línea]. [Consultado 2014/11/15].
- < www.dynalloy.com/pdfs/TCF1140.pdf >
- [12] BAR-COHEN Y.
- 2004 Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles - Reality, Potential and Challenges 2nd Edition. [En línea] Bellingham (Washington): SPIE Press, pp. 1-765. [Consultado 2014/10/12]
- <
[http://books.google.com.pe/books?id=uxqgkdqE9FIC&pg=PA756&dq=Electroactive+Polymer+\(EAP\)+Actuators+as+Artificial+Muscles+pdf&hl=en&sa=X&ei=cXc3VNO5H5CRyATE54KoCg&ved=0CB8Q6AEwAQ#v=onepage&q=Electroactive%20Polymer%20\(EAP\)%20Actuators%20as%20Artificial%20Muscles%20pdf&f=false](http://books.google.com.pe/books?id=uxqgkdqE9FIC&pg=PA756&dq=Electroactive+Polymer+(EAP)+Actuators+as+Artificial+Muscles+pdf&hl=en&sa=X&ei=cXc3VNO5H5CRyATE54KoCg&ved=0CB8Q6AEwAQ#v=onepage&q=Electroactive%20Polymer%20(EAP)%20Actuators%20as%20Artificial%20Muscles%20pdf&f=false) >

- [13] A.DÍAZ NOCERA Y BELTRAMONE
- 2013 Development of a Low-cost Upper-Limb Myoelectric Prostheses and its Open Source Training System. [En Línea]. America Latina. Febrero. Journal of rehabilitation research and development, IEEE, vol. 31, no 4, p. 326. [Consultado 2014/09/04].
- <
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=6502796&queryText%3DDevelopment+of+a+Low-cost+Upper-limb+Myoelectrical+Prosthesis+and+its+Open+Source+Training+System>
 >
- [14] SHADOW ROBOT COMPANY
- 2014 Shadow Dexterous Hand. [En línea]. [Consultado 2014/10/06].
- < <http://www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/> >
- [15] PRENSILIA S.R.L
- 2014 Robotic Forearms. [En línea]. [Consultado 2014/10/06].
- < <http://www.prensilia.com/index.php?q=en/node/41> >
- [16] ELUMOTION LTD
- s/a Elumotion Ltd. Actuated Sheffield Hand. [En línea]. [Consultado 2014/10/06].
- < <http://www.elumotion.com/roboarm.html> >
- [17] FESTO
- s/a Exohan. [En línea]. [Consultado 2014/10/06].
- <
https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/156734/Brosch_FC_ExoHand_EN_lo_L.pdf
 >
- [18] DIRECCIÓN DE PROMOCIÓN Y DESARROLLO SOCIAL
- 2012 Ayudas Biomecánicas. [En línea]. [Consultado 2014/10/14].
- < <http://www.conadisperu.gob.pe/DPD/ayuda-biomecanica.html> >

- [19] WAHIED G. ALI ABDELAAL
- 2014 Modeling and Simulation of SMA Actuator Wire. [En línea]. El Cairo, Egipto. Septiembre. Computer Engineering & Systems (ICCES), 9th International Conference on, IEEE, pp. 401-405. [Consultado: 2015/09/02].
- < <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7030993> >
- [20] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD
- 2006 Trastornos Neurológicos. © Organización Mundial de la Salud 2006. [En línea]. [Consultado 2014/10/16].
- < http://www1.paho.org/hq/dmdocuments/2008/trastornos_neurologicos.pdf >
- [21] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD
- 2006 Trastornos Neurológicos. © Organización Mundial de la Salud 2006. [En línea]. [Consultado 2014/10/23].
- < <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2007/pr04/es/> >
- [22] CONFEDERACION NACIONAL DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD DEL PERÚ CONFENADIP
- 2007 Informe Alternativo. [En línea]. [Consultado 2014/10/23].
- < https://www.google.com.pe/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCAQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww2.ohchr.org%2FSPdocs%2FCRPD%2F6thsession%2FCONFENADIP_Peru_sp.doc&ei=hBRLVLTIA8jKggSomoKQCg&usg=AFQjCNHmYHoGZzLlewGNs1rlpgfsdCG9tQ&sig2=mbYGYdzfw4phJ-qjVUyFqQ&cad=rja >
- [23] TOUCH BIONIC
- s/a I-lim ultra revolution. [En línea]. [Consultado 2014/11/20].
- [24] RSL STEEPER
- s/a Bebionic Product Brochure. [En línea]. [Consultado 2014/11/20].

< <http://www.icexpress.co.za/wp-content/uploads/2013/07/Product-Brochure-Final-bebionic.pdf> >

[25] LUZ AMPARO ARIAS LÓPEZ

2012 Biomecánica y patrones funcionales de la mano. [En línea]. [Consultado 2014/10/06].

< <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CB8QFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.revistas.unal.edu.co%2Findex.php%2Fmorfolia%2Farticle%2Fdownload%2F31373%2F31379&ei=N2mCVMHkloKogwSMqYAO&usg=AFQjCNHG3TGguB4vg4Fsi3DQZNBli3IMSQ&bvm=bv.80642063,d.eXY&cad=rja> >

[26] PONCE SERMEÑO, RENATO

2013 Desarrollo de un prototipo de prótesis de mano utilizando Flexinol como elemento actuador. Tesis (Ing.). Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Lima. 8 p. [Consultado 2014/09/20].

[27] COBOS, SALVADOR; MANUEL FERRE Y JAVIER ORTEGO.

2008 "Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks". [En línea]. Intelligent Robots and Systems, IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on, pp. 2246-2251. [Consultado 2014/11/20].

< http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4651053&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D4651053 >

[28] JOSÉ ARMANDO ROJAS C. LIGIA DEL CARMEN UC VÁZQUEZ, GRACIELA VALENTÍN SÁNCHEZ, SUDIP DATTA BANIK, JORGE ARGÁEZ S.

2012 Dinamometría de manos en estudiantes de Mérida, México. [En línea]. Revista chilena de nutrición, vol. 39, no 3, pp. 45-51. [Consultado 2014/11/24].

< <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-75182012000300007> >

- [29] GUERRERO MARTÍNEZ, JUAN
- 2010 Sistemas de Instrumentación Médica. [En línea]. [Consultado 2014/11/24]
- < http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T9_OCW.pdf >
- [30] ATMEL
- 2013 8-bit Atmel Microcontroller with 8KB In-System Programmable Flash. [En línea]. [Consultado: 2015/08/18].
- < http://www.atmel.com/images/atmel-8159-8-bit-avr-microcontroller-atmega8a_datasheet.pdf >
- [31] ANALOG DEVICES.
- 2007 Energy Measurement Products. [En línea]. [Consultado: 2015/09/25].
- < <http://www.analog.com/static/imported-files/overviews/481527443EnergyMeasurementProductsFINAL.pdf> >
- [32] BIOPAC SYSTEM INC
- 2013 STM100C STIMULATOR MODULE. [En línea]. [Consultado: 2015/09/25].
- < http://www.biopac.com/Product_Spec_PDF/STM100C.pdf >
- [33] RECREUS
- 2015 Filaflex rojo. [En línea]. [Consultado: 2015/09/25]
- < <http://recreus.com/es/> >
- [34] KOJI IKUTA, MASAHIRO TSUKAMOTO, SHIGEO HIROSE
- 1991 Mathematical model and experimental verification of shape memory alloy for designing micro actuator.[En Línea]. Micro Electro Mechanical Systems, Proceedings. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Robots, IEEE, pp. 103-108. [Consultado 2015/10/06]
- < <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=114778> >

- [35] FREIVALDS, ANDRIS
- 2004 Biomechanics of upper limbs. U.S. © 2004 by CRC Press LLC [En línea]. [Consultado 2015/11/15]
- <
http://faculty.mu.edu.sa/public/uploads/1348476452.2611Biomechanics_of_Upper_Limbs.pdf >
- [36] CREUS SOLE, ANTONIO
- 2005 Instrumentación Industrial. 7ª Edición. [En línea] Marcombo S.A [Consultado 2015/10/4].
- <
https://books.google.com.pe/books?id=cV6ZOqQ0ywMC&pg=PA695&lp g=PA695&dq=criterio%20+para+elegir+el+tiempo+de+muestreo+en+co ntrol&source=bl&ots=bZlx6QQyPs&sig=xKsOoyrH3OL3Zty4jk64b3NPTI 4&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwilgff_3qLJAhWJ7SYKHTonCzIQ6AEIGjA A#v=onepage&q=criterio%20para%20elegir%20el%20tiempo%20de%2 0muestreo%20en%20control&f=false >
- [37] ATMEL CORPORATION
- 2006 AVR221: Discrete PID controller. [En línea]. [Consultado 2015/11/01]
- < <http://www.atmel.com/images/doc2558.pdf> >
- [38] DYNALLOW INC.
- 2015 Introduction to Nitinol. [En línea]. [Consultado 2015/11/01]
- < <http://www.dynalloy.com/nitinol.php> >
- [39] INSTITUTO NACIONAL DE ESTADISTICA E INFORMATICA
- 2012 Primera Encuesta Nacional Especializada sobre discapacidad 2012. [En línea]. [Consultado 2016/04/16]
- <
https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/E st/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf >

[40] EL COMERCIO

2015 La mano robótica de bajo costo que ganó un prestigioso premio. [En línea].

[Consultado 2015/11/15]

< <http://elcomercio.pe/tecnologia/inventos/mano-robotica-bajo-costo-que-gano-prestigioso-premio-noticia-1835683> >

[41] ESSALUD

2013 EL SISTEMA DE SALUD DEL PERÚ: Situación actual y estrategias para

orientar la extensión de la cobertura contributiva. [En línea] [Consultado 2016/03/27]

< http://www.ilo.org/wcmsp5/groups/public/---americas/---ro-lima/documents/publication/wcms_213905.pdf >

[42] ESTRUCPLAN

2016 Ergonomía aplicada a las Herramientas. [En línea] [Consultado 2016/04/17]

< <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=64> >