



UNIVERSIDAD DE CUENCA

Facultad de Ingeniería

Carrera de Ingeniería Eléctrica

Diseño e implementación de un prototipo robótico que replique
la motricidad del dedo índice de la mano humana

Trabajo de titulación previo a la obtención del
título de Ingeniero Eléctrico

Autor:

Oscar Fabián Pulla Tenecota

CI: 0302402466

Director:

Ing. Ciro Mauricio Larco Barros

CI: 0102117082

Cuenca, Ecuador

15-octubre-2019



RESUMEN

La propuesta de proyecto es una alternativa a los procedimientos convencionales para la rehabilitación de afecciones como fracturas, parálisis entre otras, que se pueden presentar en los dedos de las manos de una persona, siendo este trabajo de investigación una posible solución (experimental) a estas necesidades. Es así, que se pretende realizar un prototipo para rehabilitación asistida. Dada la complejidad de la mano humana, en este proyecto se pretende iniciar con la réplica del movimiento del dedo índice.

En primera instancia se realizará el levantamiento del estado del arte. Se enfocará el estudio en los sensores flex, donde se analizarán sus formas de medición, características constructivas entre otros parámetros técnicos. Los datos obtenidos serán digitalizados y procesados mediante un software matemático. Debido a la sensibilidad que tiene el sensor flex, se construirá un dispositivo de adquisición de datos que permita una medición precisa.

Las capturas del movimiento (mediante el sensor flex) serán las referencias de un sistema de control que replicará el movimiento en el dedo con afección (dedo índice). La calibración del sistema de control se lo realizará mediante la construcción de un prototipo basado en un modelo de código libre de un dedo índice, el cual se construirá en una impresora (3D), en donde se replicarán mediante actuadores los datos capturados del dedo índice con motricidad normal de una persona.

Los resultados que se generen en este proyecto servirán como referencia para nuevos trabajos futuros relacionados con la rehabilitación de todos los dedos de una mano humana.

Palabras clave: Sensor flex. Captura de señales. Exoesqueleto. Anatomía. Motricidad. Simulación. Robótica. Diseño 3D. Impresión 3D.



ABSTRACT

The project proposal is an alternative to the conventional procedures for the rehabilitation of conditions such as fractures, paralysis among others, which can occur in the fingers of a person, this research work being a possible (experimental) solution to these needs. Thus, it is intended to make a prototype for assisted rehabilitation. Given the complexity of the human hand, this project aims to start with the replication of the movement of the index finger.

In the first instance, the state of the art will be lifted. The study will focus on the flex sensors, where they will analyze their measurement forms, constructive characteristics among other technical parameters. The data obtained will be digitized and processed using mathematical software. Due to the sensitivity of the flex sensor, a data acquisition device will be constructed that allows accurate measurement.

The motion captures (using the flex sensor) will be the references of a control system that will replicate the movement in the affected finger (index finger). The calibration of the control system will be done by building a prototype based on a free code model of an index finger, which will be built in a (3D) printer, where the data captured from the index finger with normal motor skills of a person will be replicated by actuators.

The results generated in this project will serve as a reference for new future work related to the rehabilitation of all the fingers of a human hand.

Keywords: Flex sensor. Signal capture. Exoskeleton. Anatomy. Motor skills. Simulation. Robotics .3D design. 3D printing.



ÍNDICE DEL TRABAJO

RESUMEN	2
ABSTRACT	3
CAPITULO 1: ESTUDIO DEL ESTADO DE ARTE.....	11
1.1. Anatomía y motricidad de la mano humana	11
1.1.1 Estructura ósea	11
1.1.2 Articulaciones.....	11
1.1.3 Ligamentos y tendones	12
1.1.4 Músculos	13
1.1.5 Anatomía y motricidad del dedo índice de la mano derecha.....	14
1.1.6 Motricidad o sistema extensor de los dedos	14
1.2 Sensor flex.....	15
1.2.1 Definición	15
1.2.2 Tipos de Sensores flex.....	16
1.2.3 Características del sensor flex.....	20
1.3 Rehabilitación con dispositivos exoesqueléticos	21
1.4 Sistema de control del motor DC.....	22
CAPITULO 2: CAPTURA DEL MOVIMIENTO DE UN DEDO ÍNDICE	24
2.1. Medición de parámetros del sensor Flex (Curvas de Resistencia)	24
2.2. Adquisición de datos.....	26
2.3. Circuito de adquisición de datos con Arduino.....	26
2.4. Medición de parámetros del sensor flex (curvas de resistencia):	28
2.5. Determinación de parámetros eléctricos de la motricidad del dedo índice.	30
CAPITULO 3: IMPRESIÓN 3D.....	35
3.1. Diseño del prototipo para el dedo índice robótico.....	35
3.2. Ángulos permitidos por el dedo índice normal.....	36
3.3. Construcción de prototipos del dedo índice.....	36
3.4. Modelado en Matlab	37
3.5. Sistema de control en Matlab – Controlador PI	38



3.6. *Movimientos del motor DC (Lazo abierto)* 39

3.7. *Sistema de control en lazo cerrado de cada movimiento* 40

3.8. *Validación de los movimientos del dedo índice capturados*..... 41

CAPITULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES **42**

Conclusiones..... 42

Recomendaciones..... 43

CAPITULO 5: TRABAJOS FUTUROS **44**

BIBLIOGRAFÍA..... **45**

ANEXOS..... **47**

ANEXO 1:..... 47

Índice de figuras

Figura 1.1.1. Estructura ósea de la mano humana 11

Figura 1.1.2. Articulaciones de la mano humana 12

Figura 1.1.3. Ligamentos de la mano (vista palmar)..... 13

Figura 1.1.4. Músculos cortos de la mano 13

Figura 1.1.5. Sistema de ligamentos de los dedos de la mano: A) Vista palmar y B) Vista lateral 14

Figura 1.1.6. Tendones flexores y extensores de los dedos (Vista palmar) 14

Figura 1.1.7. A) Dedo en extensión y B) Dedo en flexión (Vista lateral)..... 15

Figura 1.2.1. Sensores flex basados en tinta conductora en varias longitudes 16

Figura 1.2.2. Sensores flex basados en tinta conductora en varias longitudes 16

Figura 1.2.3. BendShort v2.0 17

Figura 1.2.4. Sensor de fibra óptica con una sección desgastada 17

Figura 1.2.5. Sensor de tejido conductor 18

Figura 1.2.6. Sensor de fibra óptica con una sección desgastada 20

Figura 1.3.1. Prototipo de diseño final 21

Figura 1.3.2. Dispositivo exoesquelético, con 5 actuadores lineales en la parte posterior de la mano 21

Figura 1.4.1. Circuito RC 22

Figura 2.1.1. a) Medición de los parámetros de la forma manual, b) Soporte impreso en 3D 24

Figura 2.1.2. Gráfico grados vs resistencia 25

Figura 2.1.3. Gráfico grados vs resistencia 25

Figura 2.1.4. Grados vs resistencia 26

Figura 2.3.1. Circuito de adquisición de datos con divisor de tensión 27

Figura 2.3.2. Circuito de adquisición de datos 27

Figura 2.3.3. Elementos para el circuito de adquisición de datos 28

Figura 2.4.1. Medidor Sensor Flex 28

Figura 2.4.2. Software medidor sensor flex 29



Figura 2.4.3. Grados vs Voltaje del sensor flex de 4.5'' 30
Figura 2.4.4. Grados vs Voltaje del sensor flex de 2.2'' 30
Figura 2.5.1. a) Sensor flex de 2.2'' b) sensor flex de 4.5'' 31
Figura 2.5.2. Guante con un sensor flex de 4.5 pulgadas de longitud 31
Figura 2.5.3. Guante con un sensor flex de 2.2 pulgadas..... 32
Figura 2.5.4. Guante con un sensor flex en diferentes posiciones..... 32
Figura 2.5.5. Guante con un sensor flex 32
Figura 2.5.6. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de 0 grados..... 33
Figura 2.5.7. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de 90 grados..... 33
Figura 2.5.8. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de >90 grados..... 34
Figura 2.5.9. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de curvatura grados 34
Figura 3.1.1. Prototipo robótico para replicar la motricidad del dedo índice de la mano humana..... 35
Figura 3.1.2. Prototipo robótico para replicar la motricidad del dedo índice de la mano humana..... 35
Figura 3.3.1 Impresora 3D-Prusa I3 36
Figura 3.3.2. Proceso constructivo del prototipo impreso en 3D..... 37
Figura 3.3.3. Motor DC EMG30 usado como actuador para el prototipo 37
Figura 3.4.1. Modelo en Simulink 38
Figura 3.6.1. Control del motor DC (Lazo Abierto) 39
Figura 3.7.1. Sistema de control en lazo cerrado del motor DC..... 40
Figura 3.7.2. Replica de la motricidad- sistemas de control del motor DC 41

Índice de tablas

Tabla 1. Sensor flex unidireccional – Flexpoint Bend Sensor 18
Tabla 2. Sensor flex unidireccional - Abrams Gentile Entertainment FLX-01 18
Tabla 3. Sensor flex bipolar - Images Scientific Instruments FLX-02 19
Tabla 4. Sensor flex bidireccional y presión - Images Scientific Instruments FLX-01 19
Tabla 5. Sensor flex unidireccional SEN-08606..... 19
Tabla 6. Sensor flex unidireccional- Infusion Systems BendShort 19
Tabla 7. Rango de movimiento en articulaciones..... 36
Tabla 8. Parámetros del motor DC EMG30 usado en la construcción..... 37
Tabla 9. Colaboradores para la captura de las señales del dedo índice sin afecciones 47



Cláusula de licencia y autorización para publicación en el Repositorio Institucional

Oscar Fabián Pulla Tenecota en calidad de autor y titular de los derechos morales y patrimoniales del trabajo de titulación "Diseño e implementación de un prototipo robótico que replique la motricidad del dedo índice de la mano humana", de conformidad con el Art. 114 del CÓDIGO ORGÁNICO DE LA ECONOMÍA SOCIAL DE LOS CONOCIMIENTOS, CREATIVIDAD E INNOVACIÓN reconozco a favor de la Universidad de Cuenca una licencia gratuita, intransferible y no exclusiva para el uso no comercial de la obra, con fines estrictamente académicos.

Asimismo, autorizo a la Universidad de Cuenca para que realice la publicación de este trabajo de titulación en el repositorio institucional, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Cuenca, 15 de Octubre del 2019

Oscar Fabián Pulla Tenecota

C.I: 0302402466



Cláusula de Propiedad Intelectual

Oscar Fabián Pulla Tenecota, autor del trabajo de titulación "Diseño e implementación de un prototipo robótico que replique la motricidad del dedo índice de la mano humana", certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor.

Cuenca, 15 de Octubre del 2019

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Oscar Pulla", written over a horizontal line.

Oscar Fabián Pulla Tenecota

C.I: 0302402466



AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme sabiduría, fuerza en muchos momentos de flaqueza y por brindarme la familia que tengo.

A mis amigos, por compartir tantos momentos inolvidables, espero que la relación entre nosotros nunca cambie y podamos construir juntos nuestros sueños.

Agradezco a todos los profesores y compañeros de la prestigiosa Universidad de Cuenca, especialmente al Ing. Ciro Larco Barros por el apoyo brindado, su gran personalidad, carácter y amabilidad.

A los ingenieros Alfredo y Carlitos por su colaboración y ayuda en los diseños 3D.

Oscar F. Pulla T.



DEDICATORIAS

Este trabajo dedico de todo corazón a toda mi familia y amigos por su apoyo durante todo este tiempo.

A mis padres Gregorio y Magdalena por impulsar a alcanzar mis metas, gracias a sus valores característicos han logrado formarme como una persona de bien.

A Diana por sus consejos y amor que han hecho de mí el hombre que soy.

A mi hermano Ronmel, por estar constantemente motivando a culminar este trabajo.

A Víctor y David por compartir buenos, divertidos e inolvidables momentos de la etapa universitaria.

Oscar F. Pulla T.

CAPITULO 1: ESTUDIO DEL ESTADO DE ARTE

1.1. Anatomía y motricidad de la mano humana

A continuación, se dará una descripción general acerca de la mano humana con el fin de tener una visión de la anatomía y motricidad, los puntos a tratar serán los siguientes; estructura ósea, articulaciones, ligamentos, tendones músculos y arterias.

1.1.1 Estructura ósea

La estructura ósea de la mano se conforma de 27 huesos, clasificados en tres zonas: falanges (dedos), metacarpo (palma) y el carpo (muñeca). Falanges; Conformada de 14 huesos, 2 huesos en el pulgar y 3 huesos en el resto de los dedos. El metacarpo con 5 huesos, el carpo con 8 huesos. Tanto el metacarpo y el carpo se encuentran distribuidos en dos hileras. [1]

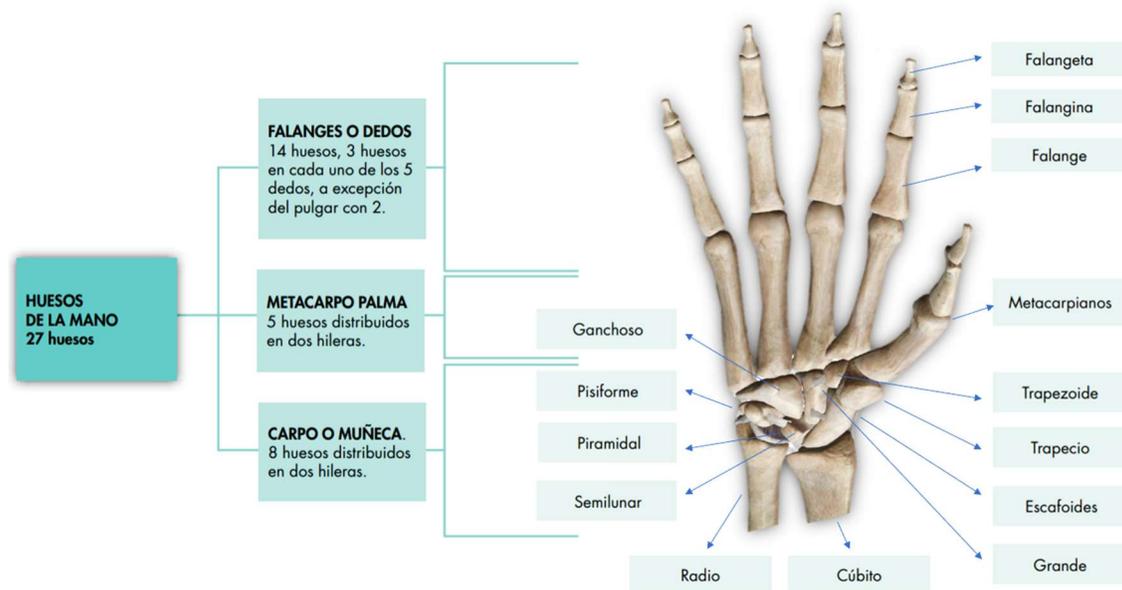


Figura 1.1.1. Estructura ósea de la mano humana
Fuente: Fuente del autor, basado en Rocha, 2012 [1].

1.1.2 Articulaciones

La articulación se define como el punto de unión que hay entre dos o más huesos facilitando su desplazamiento para el movimiento y estabilidad, además se encuentra entre el cartílago y el hueso, las articulaciones son estabilizadas por los ligamentos y movilizadas por la musculatura. [2]

Por otra parte, la estructura ósea consta de 4 articulaciones principales: Articulación Interfalángica Distal (IFD), Articulación Interfalángica Proximal (IFP), Articulación Metacarpofalángica (MCF) y Articulación Carpometacarpiana (CMC). [3]

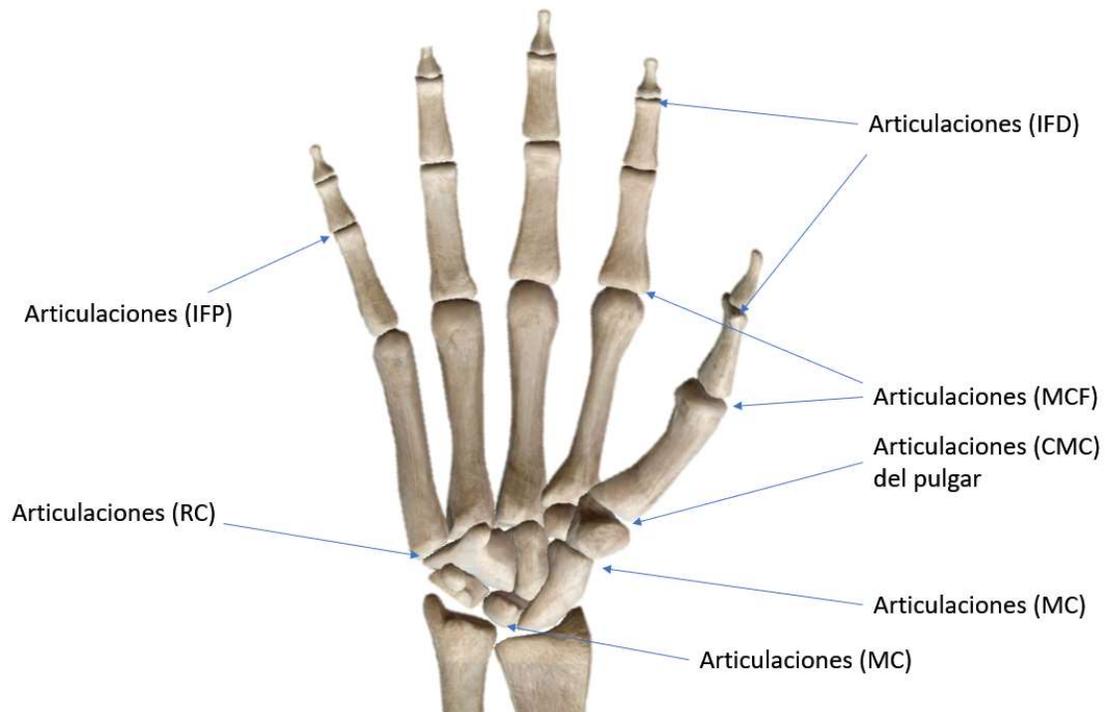


Figura 1.1.2. Articulaciones de la mano humana
Fuente: Fuente del autor, basado en Rocha, 2012 [1].

1.1.3 Ligamentos y tendones

Constituido por tejido conectivo fibroso que unen a los huesos entre sí, su principal función es mantener estable las estructuras óseas. En cuanto a la función de los tendones es que unen los músculos con los diferentes huesos, es decir que sirven para dar movilidad al sistema óseo. El carpo está rodeado por el sistema ligamentoso y se divide en: ligamentos intrínsecos y extrínsecos, los ligamentos intrínsecos tienen origen e inserción en los huesos carpianos, por otra parte, los ligamentos extrínsecos tienen origen en los huesos del antebrazo e inserción en los huesos del carpo.[4]

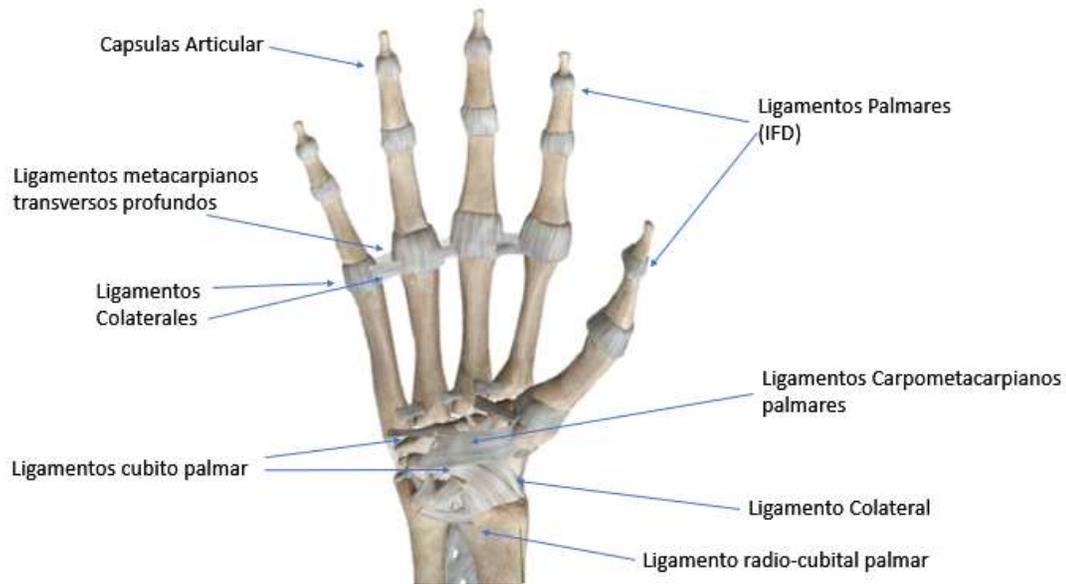


Figura 1.1.3. Ligamentos de la mano (vista palmar)
Fuente: Fuente del autor, basado en Rocha, 2012 [1].

1.1.4 Músculos

A los músculos que surgen en algún sector de la mano se conoce como músculos intrínsecos, en cuanto a los que surgen en el brazo y antebrazo se conoce como extrínsecos. Los músculos extrínsecos son anteriores (flexores de los dedos) y posteriores (extensores), como se muestra en la Figura 1.1.4. [5]

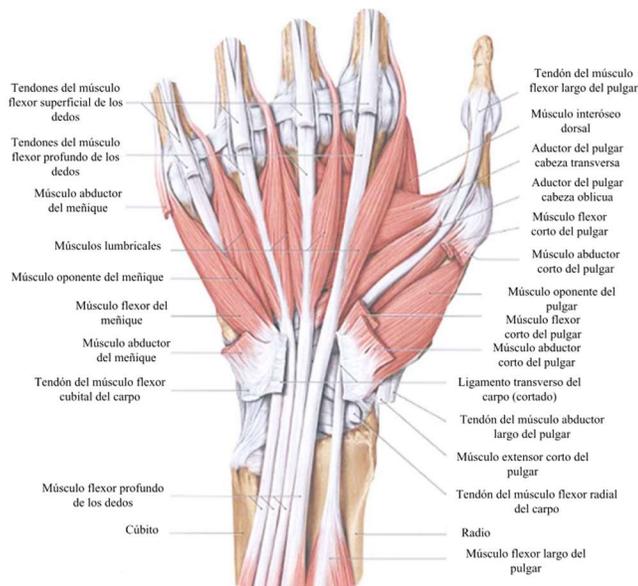


Figura 1.1.4. Músculos cortos de la mano
Fuente: F. H. Netter, 2007 [5].

1.1.5 Anatomía y motricidad del dedo índice de la mano derecha

El sistema del tendón flexor en los dedos es el más desarrollado de todos. En la figura mostrada a continuación (Figura 1.1.5.), se puede observar el sistema de ligamentos de los dedos de la mano humana, donde A1, A2, A3, A4 y A5 es un ligamento anular y C1, C2 y C3 es un ligamento cruciforme o también llamado oblicuo.

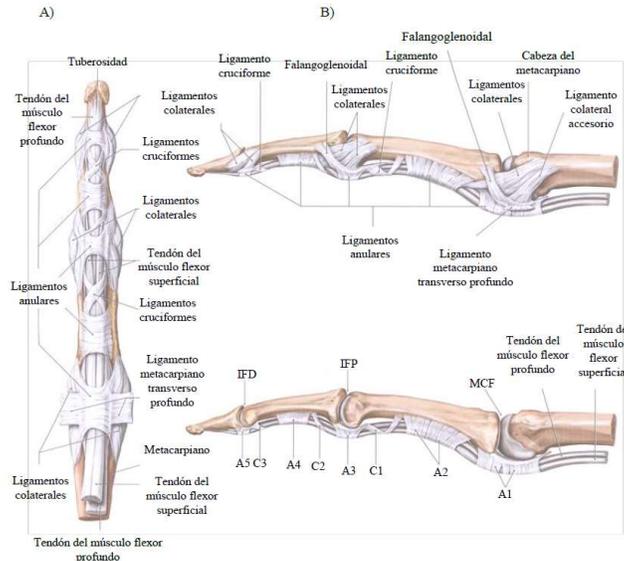


Figura 1.1.5. Sistema de ligamentos de los dedos de la mano: A) Vista palmar y B) Vista lateral

Fuente: M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher , 2007 [6].

1.1.6 Motricidad o sistema extensor de los dedos

La motricidad del dedo índice es realizado principalmente por tendones intrínsecos y extrínsecos, a través de los cuales se controla el movimiento de las articulaciones, la estructura tendinosa del tendón extensor largo extrínseco está formada por bandas sagitales que circunscriben la cabeza de los metacarpianos, bandas proximales que se insertan en la base de la falange proximal, bandas centrales que se insertan en la base de la falange intermedia, bandas laterales que se insertan en la base de la falange distal, músculos interóseos y lumbricales como se indica en la figura 1.1.6.

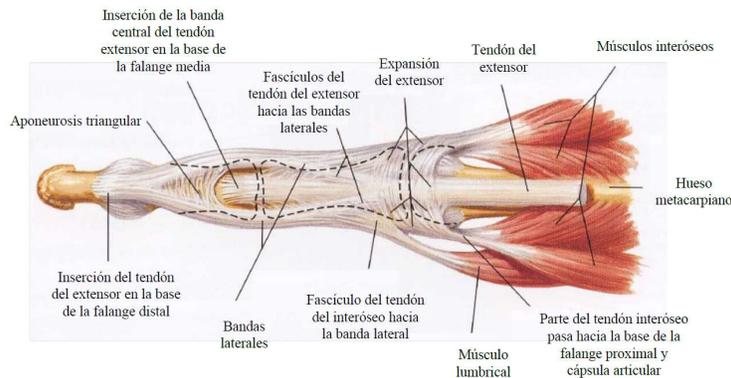


Figura 1.1.6. Tendones flexores y extensores de los dedos (Vista palmar)

Fuente: F. H. Netter, 2007 [5].

Al flexionar el dedo, las bandas sagitales se deslizan hacia adelante para aplicar fuerza a lo largo de la banda central, extendiéndose con ello la falange intermedia (Figura 1.1.7a.), al flexionar, las bandas laterales se deslizan perpendicularmente al eje de rotación para permitir la flexión de la articulación distal interfalángica, esta articulación está formado por fibras arqueadas oblicuas que atraviesan transversalmente la banda central y las bandas laterales, mientras que el ligamento retinacular oblicuo de Landsmeer, que se extiende desde la inserción de los extensores en la falange distal sobre el eje de la articulación interfalángica proximal (Figura 1.1.7b).

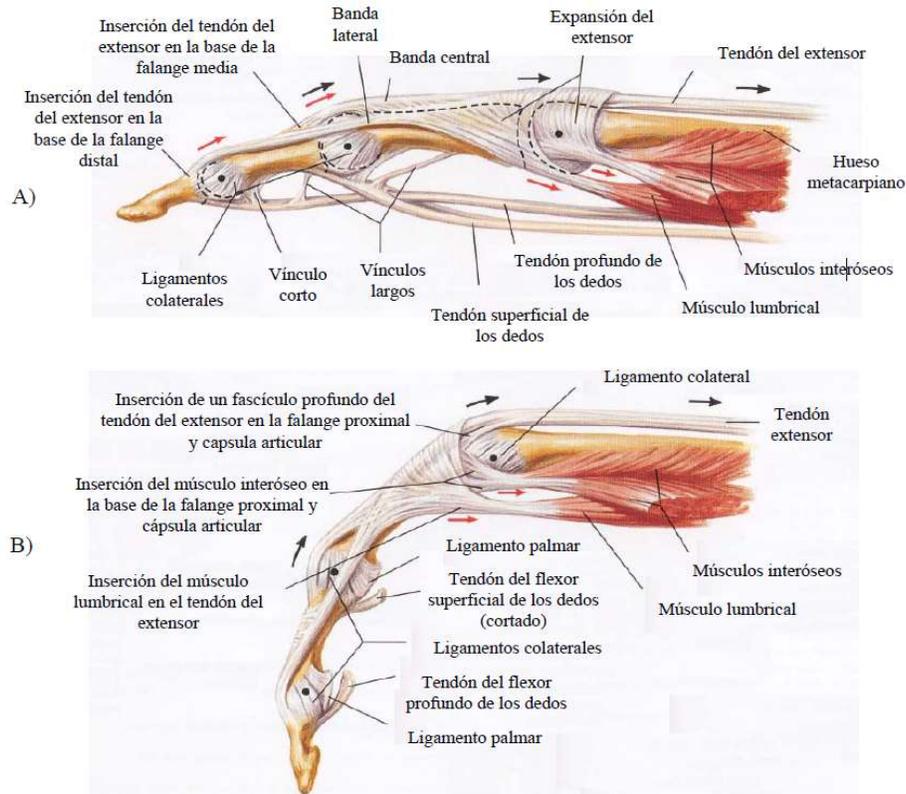


Figura 1.1.7. A) Dedo en extensión y B) Dedo en flexión (Vista lateral)

Fuente: R F. H. Netter, 2007 [5].

En la figura anterior se pueden observar que las flechas negras indican la dirección que tiene la tracción del tendón extensor mientras que las flechas rojas indican la dirección de la tracción de los músculos interóseos y lumbricales. Además, los puntos negros indican el eje de rotación de las articulaciones.

1.2 Sensor flex

1.2.1 Definición

Proviene del latín “flectere” que significa “para doblar”, el sensor flex es un elemento resistivo de carbono que mide la capacidad de deflexión considerando la torsión del sensor alrededor de un radio de curvatura [7].

1.2.2 Tipos de Sensores flex

En el mercado actual existen varios tipos de sensores de flexión, tales como:

1. Basado en tinta conductora
2. Fibra óptica
3. Tejido conductor (polímero).

1.2.2.1 Sensor flex basado en tinta conductora

El sensor contiene un patrón impreso de tinta conductora, sobre un sustrato de plástico flexible de dimensiones que van desde 1 hasta 5 pulgadas. Para conducir la electricidad, esta tinta contiene materiales conductores como el carbono, o plata. Las partículas se mezclan en un medio pigmentado. Existen diferentes opciones de laminación y revestimiento. La resistencia nominal de este tipo de sensor se encuentra ente los 10 Kohm y 50 Kohm y aumenta en un factor de 10 en la deflexión total. Dentro de las capas del sustrato del sensor flexible hay un patrón impreso de tinta conductora. Para conducir la electricidad, esta tinta contiene partículas de carbono o plata, mezcladas en un medio pigmentado[8]. Por otra parte, la mayoría de los sensores de flexión de tintas conductores son dispositivos unipolares, es decir, que la resistencia aumenta a medida que la deflexión aumenta en una dirección y no se modifica si se dobla en la otra dirección. Para lograr este requerimiento generalmente se coloca uno detrás del otro, con el fin de obtener señales con mediciones bipolares para la captura en ambas direcciones. Uno de los fabricantes de sensores flex basados en tinta conductora es *Flexpoint Sensor Systems Inc*, que se los puede encontrar en longitudes 1, 2 y 3 pulgadas, disponibles con conectores que pueden interconectarse con pines de tamaño estándar, estos ya pensados para la captura de las señales de la flexión un dedo como se muestra en la figura 1.2.1.



Figura 1.2.1. Sensores flex basados en tinta conductora en varias longitudes
Fuente: Flexpoint Sensor Systems Inc [9]

El fabricante *Images Scientific Instruments* ofrece el sensor de flexión bipolar FLX-02, este aumenta la resistencia eléctrica en una dirección y disminuye en la otra dirección. Además, *Images SI* tiene un sensor especial de flexión basado en componentes que también se puede usar como sensor de presión.



Figura 1.2.2. Sensores flex basados en tinta conductora en varias longitudes
Fuente: Images Scientific Instruments [9]

El fabricante *Infusion Systems* vende sensores de flexión piezo-resistentes que funcionan con mayores rangos de desviación (ángulos de flexión más grandes), aunque a un mayor costo. Un ejemplo es el *BendShort v2.0* (Figura 1.2.3.) que detecta la deflexión bipolar de -180 a $+180$ grados[10].



Figura 1.2.3. BendShort v2.0

Fuente: Infusion Systems

1.2.2.2 Flex de Fibra Óptica

Los sensores de flexión de fibra óptica (también llamados goniómetros ópticos) consisten en una fuente de luz, una fibra óptica de plástico con una sección desgastada y un detector fotosensible[11]. La luz se emite en la fibra en un extremo y se detecta en el otro extremo. Si se dobla la fibra óptica, se pierde la luz (intensidad). La pérdida de luz a menudo se mejora al cortar, pulir o raspar una parte de la fibra. Debido al principio de detección, los sensores de doble fibra óptica son dispositivos unipolares.



Figura 1.2.4. Sensor de fibra óptica con una sección desgastada

Fuente: Measurand Inc.

También se puede hacer un sensor de doblez a partir de un cable de fibra óptica con un Led y un fotodiodo colocado en ambos extremos de una sección de cable. *Measurand Inc.* ofrece varios productos que emplean sensores de flexión de fibra óptica. El *Shapetape*, por ejemplo, genera información espacial completamente a partir de la información de la curva y la torsión utilizando una serie de pares de sensores de fibra óptica en un revestimiento de goma. Cada par de sensores integra la curvatura e informa la diferencia angular neta, este utilizado para calcular las coordenadas cartesianas (x , y , z) del final del par en relación con su inicio. Se pueden mencionar algunas propiedades como que se puede doblar en cualquier dirección y la medición generalmente unipolar.

1.2.2.3 Tejido conductor a base de polímero

Los sensores de flexión conductivos fabricados a base de polímeros consisten en dos capas de material conductor, una capa de material en medio, por ejemplo, el neopreno a medida que se aplica presión (directamente o por flexión), las dos capas de material conductor se juntan y la resistencia del sensor disminuye. Este mecanismo de detección es similar a las resistencias sensibles a la fuerza. Estos tipos de sensores son sensores de presión que también detectan la deflexión (presión en función de la desviación), así al doblar el sensor en un ángulo de una estructura rígida da como

resultado el estiramiento del material del sensor que ejerce presión. Estos sensores disminuyen su resistencia nominal a medida que se comprime el material. Estos sensores tienen poca precisión, la respuesta de este sensor es lenta, debido a la deformación física (energía interna), en la figura 1.2.5. se muestra el tejido conductor a base de polímero [12].



Figura 1.2.5. Sensor de tejido conductor

Fuente: Polímeros Conductores Inteligentes, Baeza, Alejandro, 2000 [12]

1.2.2.4 Comparación de Sensores flex existentes en el mercado

Los rasgos característicos de los tipos de sensores anteriores se pueden resumir de acuerdo a la siguiente manera:

Flexpoint Bend Sensor®	
Descripción	Sensor flex unidireccional
Ficha de datos	Guía Eléctrica: http://www.flexpoint.com/technicalDataSheets/electronicDesignGuide.pdf Guía Mecánica: http://www.flexpoint.com/technicalDataSheets/mechanicalDesignGuide.pdf
Características	Resistencia eléctrica: $\approx 10\text{k}\Omega$ (0°); $\approx 250\text{k}\Omega$ (90°)
Variantes	Variantes de longitudes y recubrimientos disponibles, con o sin conectores
Precio	Flexpoint US \$ 12.95

Tabla 1. Sensor flex unidireccional – Flexpoint Bend Sensor

Fuente: Fuente del autor

Abrams Gentile Entertainment FLX-01	
Descripción	Sensor flex unidireccional
Ficha de datos	http://www.jameco.com/Jameco/Products/ProdDS/150551.PDF
Características	10 $\text{k}\Omega$ (0°); 30-40 $\text{k}\Omega$ (90°), longitud: 4.5 pulgadas
Precio	Jameco US\$ 13.35

Tabla 2. Sensor flex unidireccional - Abrams Gentile Entertainment FLX-01

Fuente: Fuente del autor



Images Scientific Instruments FLX-02	
Descripción	Sensor flex bipolar
Características	Dimensiones: 0.25 pulgadas de ancho, 4.5 pulgadas de largo, 0.019 pulgadas de espesor. Temperatura: -45°F (-7.222 °C) hasta 125°F (51.667°C). Resistencia: 25kΩ (Nominal), puede variar desde 10kΩ hasta 40kΩ.
Variantes	FLX-03 (unipolar), FLX-03L/M (resistencia baja / media: 12kΩ +-20%, 15kΩ +-20%)
Precio	Images SI US\$ 14.95

Tabla 3. Sensor flex bipolar - Images Scientific Instruments FLX-02

Fuente: Fuente del autor

Images Scientific Instruments FLX-01	
Descripción	Curva bidireccional y Sensor de presión
Características	Utiliza un componente especial que cambia la resistencia cuando se dobla o comprime. Dimensiones: 0.375 pulgadas de ancho, 4.5 pulgadas de largo, 0.038 pulgadas de espesor. Temperatura: -45°F (-7.222 °C) hasta 125°F (51.667°C). Resistencia: 10kΩ (nominal)
Variantes	FLX-01L/M/H (low/medium/high resistance, 1kΩ-200kΩ)
Precio	Images SI US\$ 9.95

Tabla 4. Sensor flex bidireccional y presión - Images Scientific Instruments FLX-01

Fuente: Fuente del autor

Spectra Symbol FLX-01	
Descripción	Sensor flex Unidireccional SEN-08606
Ficha de datos	http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/FlexSensor.pdf
Características	Este sensor se ha utilizado en dispositivos de juegos, como el Nintendo Power Glove y Essential Reality's p5Glove. Resistencia: 9kΩ (nominal), 14kΩ (90°), 20 kΩ (180°)
Precio	Sparkfun US \$ 12.95

Tabla 5. Sensor flex unidireccional SEN-08606

Fuente: Fuente del autor

Infusion Systems BendShort	
Descripción	Sensor flex unidireccional
Ficha de datos	http://infusionsystems.com/catalog/product_info.php/products_id/54
Características	Mide la deflexión hasta + -180 grados. Dimensiones: 3.3 x 0.24 x 0.004 pulgadas.
Variantes	Versiones más cortas están disponibles como BendMicro y BendMini
Precio	Infusion Systems US\$ 61.83

Tabla 6. Sensor flex unidireccional- Infusion Systems BendShort

Fuente: Fuente del autor

1.2.3 Características del sensor flex

Las características del sensor flex es que existe una resistencia variable impresa de carbono logrando un gran factor de forma en un sustrato delgado y flexible. Cuando el sustrato es doblado, el sensor produce una salida de resistencia correlacionada con la curva radio: cuanto menor sea el radio, mayor será el valor de la resistencia. [13]

- Medición de desplazamiento de ángulo.
- Dobra y flexiona físicamente con dispositivo de movimiento.
- Construcción simple.
- Gama de deflexión
- Detección bidireccional
- Rango de resistencia

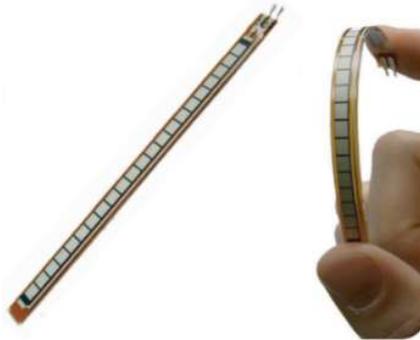


Figura 1.2.6. Sensor de fibra óptica con una sección desgastada

Fuente: Fuente del autor.

Hay que mencionar, además que un sensor flex por su parte tiene las siguientes características comunes que son:

1.2.3.1 Rango de deflexión

Es la diferencia del ángulo máximo y mínimo en que se puede doblar el sensor.

1.2.3.2 Detección unidireccional contra bidireccional

Existen sensores en el mercado capaces de aumentar o disminuir la resistencia cuando se doblan en una de las dos direcciones, sin embargo, todavía no hay diferencia en la medición con respecto a la dirección.

1.2.3.3 Detección unipolar contra bipolar

Un sensor bipolar mide la deflexión en dos direcciones opuestas, lo que produce diferentes mediciones.

1.2.3.4 Rango de resistencia

Los sensores de flexión pueden variar en gran medida en términos de su rango de resistencia, medido como la diferencia de la resistencia nominal a la resistencia en deflexión total.

1.3 Rehabilitación con dispositivos exoesqueléticos

En los últimos años la rehabilitación mediante dispositivos exoesqueléticos ha ido incrementando, con el fin de simplificar el sistema de control y la complejidad del exoesqueleto, la mayoría buscan realizar un cierto movimiento con el mínimo número de grados de libertad, las principales diferencias entre exoesqueletos están relacionadas con los grados de libertad, números de actuadores, tipos de sensores y el control utilizado. Actualmente los exoesqueletos ayudan a rehabilitar un dedo para la recuperación del movimiento después de un accidente cerebrovascular, además con sus respectivos sistemas de control mediante guantes controlados neumáticamente para ayudar en las actividades de agarre. Existen exoesqueletos para una mano con lesiones capaces de analizar biomecánicamente, permiten medir los ángulos de articulación del dedo en base a un enlace de cuatro barras como se muestra en la Figura 1.3.1., además, el dispositivo aplica y mide las fuerzas que realizan de los dedos para así diagnosticar el estado del golpe de la mano, estimando las fuerzas musculares asociadas con el movimiento del dedo. Las fuerzas musculares se pueden estimar mediante un modelo biomecánico que utiliza el equilibrio del momento alrededor de las articulaciones de los dedos, por lo que la información requerida para el equilibrio del momento, como los ángulos de la articulación del dedo y las fuerzas externas, debe medirse y aplicarse [14].

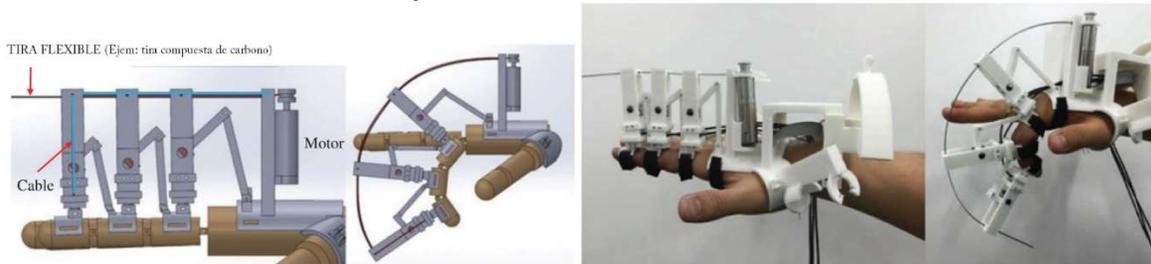


Figura 1.3.1. Prototipo de diseño final

Fuente: T. Kline, D. Kamper, y B. Schmit, 2015 [14].

Existe también un dispositivo exoesquelético de entrenamiento robótico de la mano humana, diseñado para que las personas que han sufrido una lesión cerebrovascular, entrenando así a su mano con lesiones mediante el uso de una mano robótica de exoesqueleto que es operada por sus propias señales musculares. Así el dispositivo detecta la intención de la persona utilizando sus señales de electromiografía de superficie (EMG) desde el lado hemipléjico y ayuda en las tareas funcionales de apertura o cierre de la mano, el sistema formado por un controlador integrado y un módulo manual robótico se puede ajustar para adaptarse a diferentes dedos, los resultados preliminares mostraron una mejora significativa en las funciones de la mano y en las funciones de las extremidades superiores realizadas en 8 personas después de 20 sesiones de entrenamiento de tareas con la mano asistida por robot. El dispositivo robótico es liviano y portátil, los pacientes con apoplejía ahora pueden practicar más fácilmente para abrir y cerrar sus manos a su propia voluntad [15].



Figura 1.3.2. Dispositivo exoesquelético, con 5 actuadores lineales en la parte posterior de la mano

Fuente: K. Y. Tong, 2011[15].

1.4 Sistema de control del motor DC

El motor de corriente directa de imanes permanentes es ampliamente utilizado debido a su desempeño, pues es fácil controlar su velocidad y su posición, este dispositivo tiene características mecánicas y eléctricas que requieren del uso de ecuaciones diferenciales para poder ser modelado[16].

Se inicia con el modelo de circuito eléctrico-mecánico, si se aplica el análisis de mallas a la parte eléctrica del diagrama de la Figura 1.4.1. se cumple la ecuación Ec.1.

$$v(t) = R_a i_a(t) + L_a \frac{di_a(t)}{dt} + E_a(t) \quad \text{Ec. 1}$$

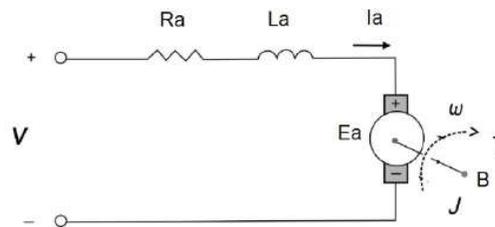


Figura 1.4.1. Circuito RC
Fuente: K. Y. Tong, 2011[15].

La ecuación de la sección mecánica del modelo del motor es la ecuación Ec.2.

$$T_m(t) = J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t) \quad \text{Ec. 2}$$

Se proponen relaciones que permite la interacción de las ecuaciones Ec.1 y Ec.2. una de dichas relaciones propuestas es asumir que existe una relación proporcional entre el voltaje inducido en la armadura y la velocidad angular de giro del motor, esto se expresa en la ecuación Ec.3

$$E_a(t) = K_a \omega(t) \quad \text{Ec. 3}$$

La siguiente relación mecánica-eléctrica establece que el torque mecánico es proporcional a la corriente eléctrica. Esto se aprecia en la ecuación Ec.4.

$$T_m = K_m i_a(t) \quad \text{Ec. 4}$$

Ya se cuenta con un conjunto de ecuaciones que permiten obtener una serie de funciones de transferencia muy útiles. Se inicia por obtener la transformada de Laplace de las ecuaciones Ec.1-Ec.4.

$$V(s) = R_a I_a(s) + L_a S I_a(s) + E_a(s) \quad \text{Ec. 5}$$

$$T_m(s) = JS\omega(s) + B\omega(s) \quad \text{Ec. 6}$$

$$E_a(s) = K_a \omega(s) \quad \text{Ec. 7}$$

$$T_m(s) = K_m I_a(s) \quad \text{Ec. 8}$$



Sustituyendo Ec.7 y Ec.8 en Ec.5 se puede obtener Ec.9

$$V(s) = (R_a + L_a s)T_m(s)/K_m + K_a \omega(s) \quad \text{Ec. 9}$$

De la ecuación Ec.6 se puede despejar la función de la frecuencia $\omega(s) = T_m(s)/(J_s + B)$ y sustituyendo en Ec.9 se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$V(s) = (R_a + L_a s)T_m(s)/K_m + K_a T_m(s)/(J_s + B)$$

$$V(s) = \left(\frac{(R_a + L_a s)}{K_m} + \frac{K_a}{(J_s + B)} \right) T_m(s) \quad \text{Ec. 10}$$

Finalmente, la ecuación Ec.10 adquiere la forma de la función de transferencia Ec.11.

$$\frac{T_m(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_m J_s + K_m B}{L_a J_s^2 + (R_a J + L_a B)S + R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 11}$$

De la manera como se ha desarrollado la ecuación Ec.11. Es posible obtener funciones de transferencia mostradas en Ec.12-Ec.14.

$$\frac{E_a(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_a K_m}{L_a J_s^2 + (R_a J + L_a B)S + R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 12}$$

$$\frac{I_a(s)}{V(s)} = \left(\frac{J_s + B}{L_a J_s^2 + (R_a J + L_a B)S + R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 13}$$

$$\frac{\omega(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_m}{L_a J_s^2 + (R_a J + L_a B)S + R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 14}$$

De las ecuaciones Ec.11 a Ec.14 en el estado estable adquieren la forma presentada por las ecuaciones Ec.15- Ec.18

$$\frac{T_m(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_m B}{R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 15}$$

$$\frac{E_a(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_a K_m}{R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 16}$$

$$\frac{I_a(s)}{V(s)} = \left(\frac{B}{R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 17}$$

$$\frac{\omega(s)}{V(s)} = \left(\frac{K_m}{R_a B + K_m K_a} \right) \quad \text{Ec. 18}$$

El modelado de un motor de corriente directa de imanes permanentes requiere de un gran número de mediciones que permitan aplicar las ecuaciones Ec.15 a Ec.18. y así es posible modelar funciones de transferencia que tienen gran cantidad de aplicaciones en el control de este tipo de motores[16].

CAPITULO 2: CAPTURA DEL MOVIMIENTO DE UN DEDO ÍNDICE

2.1. Medición de parámetros del sensor Flex (Curvas de Resistencia)

Mediante el uso de transductores, se pueden medir las propiedades físicas como la presión, flujo, fuerza, temperatura, la flexión entre otros, así mismo se pueden obtener señales eléctricas que pueden ser registradas a través de una computadora.

La medición de los parámetros del sensor flex, se realizó de dos diferentes maneras, la primera se realizó de forma manual, mediante el uso del multímetro *Fluke 76 True RMS multimeter* y unos soportes para el sensor flex que se diseñó y se imprimió en una impresora 3D.

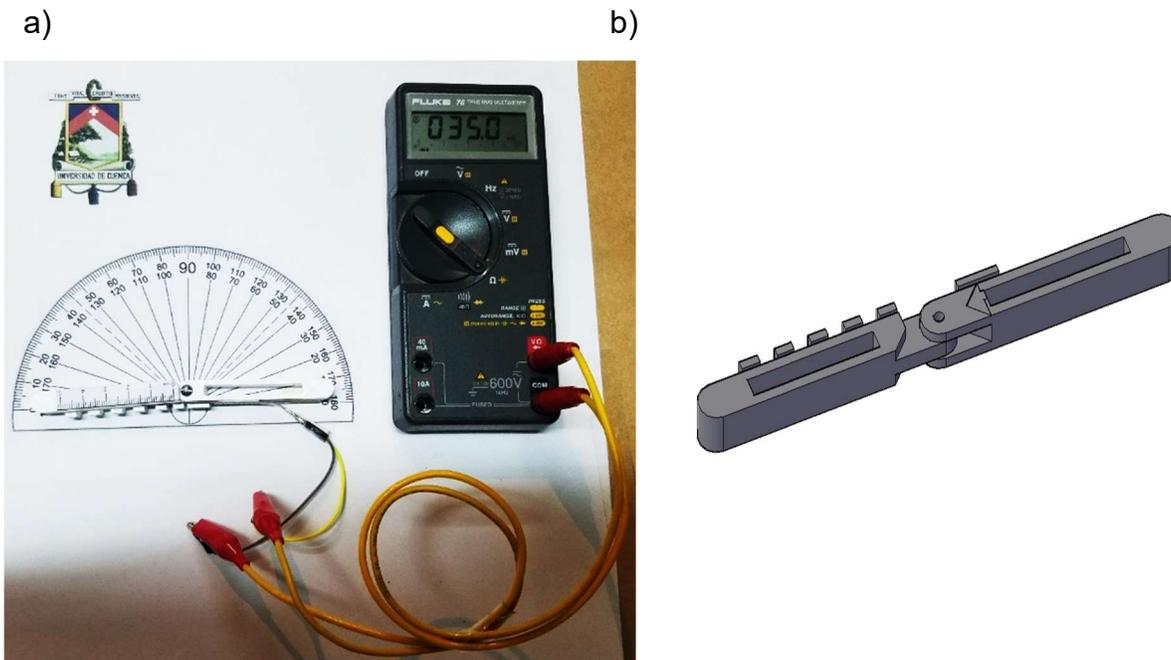


Figura 2.1.1. a) Medición de los parámetros de la forma manual, b) Soporte impreso en 3D

Fuente: Fuente del autor.

Mediante esta herramienta se pudo obtener las siguientes mediciones del sensor flex: La medición 1 que se muestra en la figura 17 a) se obtuvo la resistencia en función de los grados. La medición del sensor flex se hizo desde cero hasta noventa grados con un periodo de muestra de cinco grados ascendente.



El sensor flex se colocó en el soporte de las siguientes maneras:

1. Cuando el sensor flex se flexiona al 25% de su longitud total.

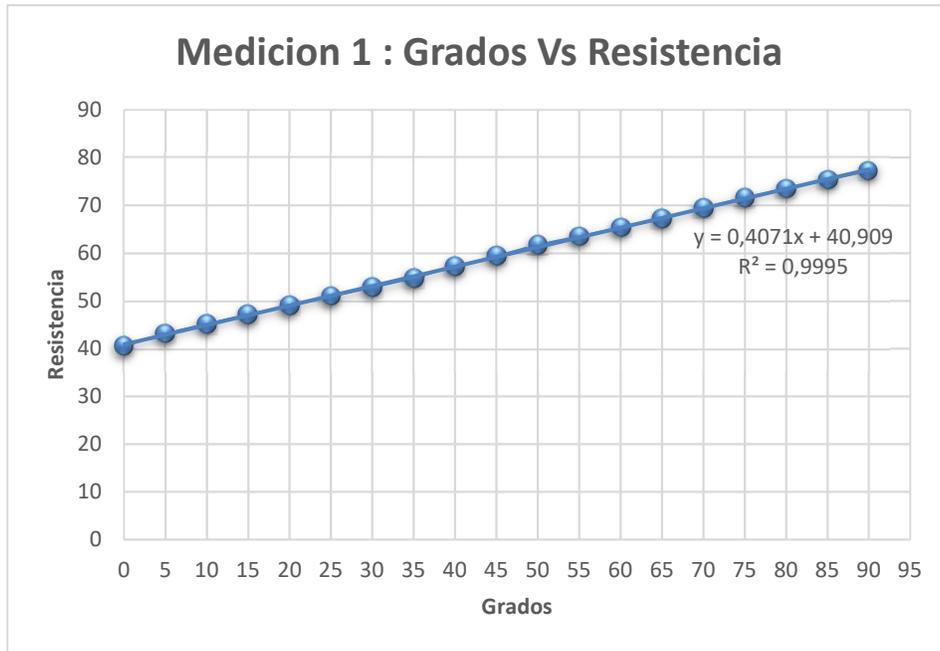


Figura 2.1.2. Gráfico grados vs resistencia

Fuente: Fuente del autor.

2. Cuando el sensor flex se flexiona al 50% de su longitud total.

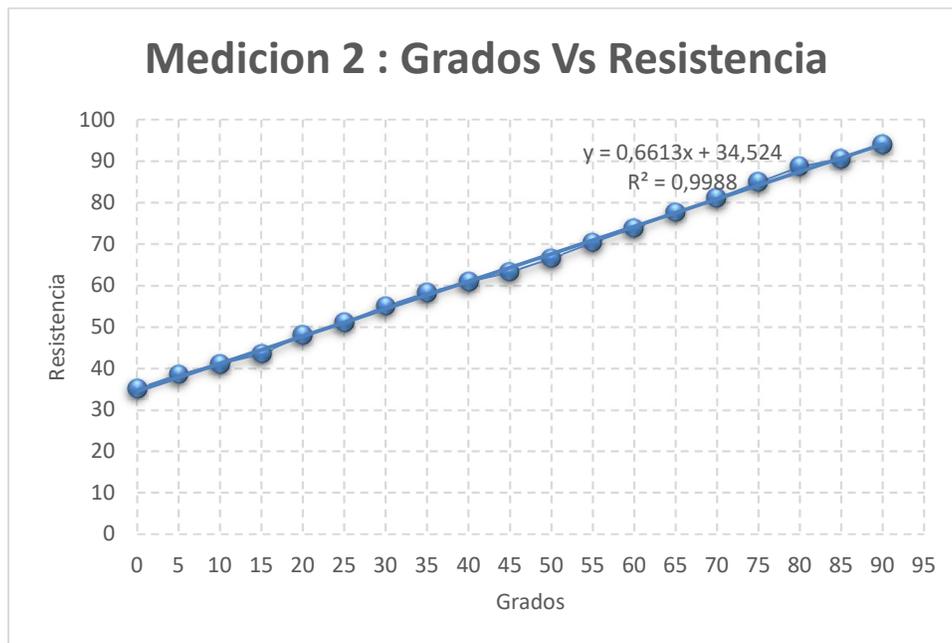


Figura 2.1.3. Gráfico grados vs resistencia

Fuente: Fuente del autor.

3. Cuando el sensor flex se flexiona al 75% de su longitud total.

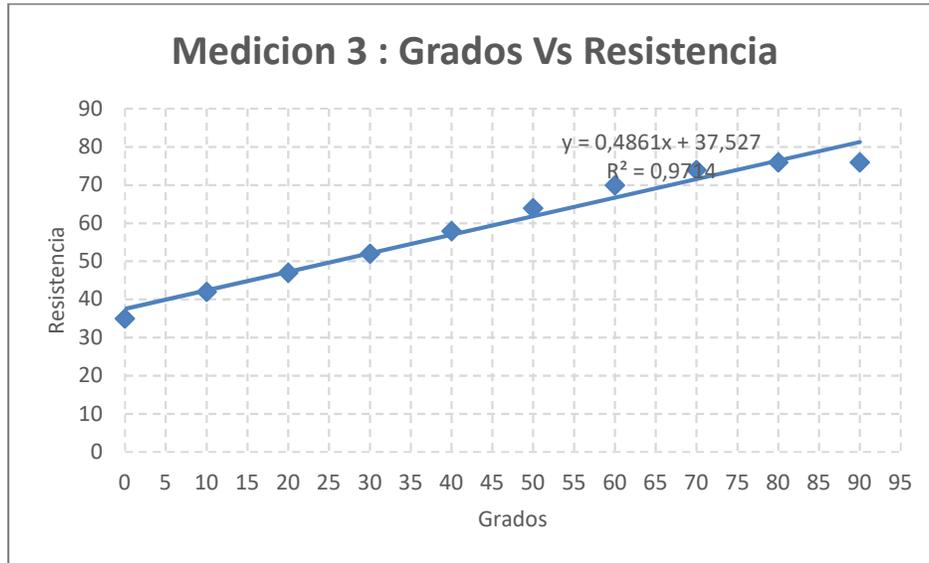


Figura 2.1.4. Grados vs resistencia

Fuente: Fuente del autor.

Como se muestra en los gráficos anteriores, la linealidad es mayor cuando al sensor flex se flexiona en el 50% de su longitud total.

2.2. Adquisición de datos

Para la adquisición de datos se empleó sistemas basados en microcontroladores, ya que las magnitudes que deseamos medir son **analógicas**, un microcontrolador en este caso, es un **sistema digital**, que pase las señales de analógico a digital o lo que es el **ADC** (Analog digital coverter). Este conversor **ADC** va conectado a un multiplexor, para que así, con uno solo de estos podamos tener varias entradas. Para cubrir estos requerimientos se utilizó la placa Arduino que cuenta con seis entradas analógicas ADC, Arduino es una plataforma de hardware y software libre muy usado para la de adquisición y procesamiento de señales de sensores, sus ventajas son el ahorro de tiempo y simplicidad en la programación del dispositivo. El microcontrolador (Atmel AVR) de la placa se programa con el “Arduino Programming Language” y el “Arduino Development Environment”, el software es multiplataforma. Además, puede correr en sistemas operativos como: Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux; debido a la arquitectura, tanto de software como de hardware[17]. Arduino se complementa con Matlab, que permiten la simulación en tiempo real y la captura de señales analógicas para luego estos datos ser procesados y almacenados en la PC.

2.3. Circuito de adquisición de datos con Arduino

Para la adquisición o captura de los datos con Arduino se realizó un circuito divisor de voltaje como se muestra en la Figura 2.3.1., los puertos analógicos se conectaron de forma conveniente a los pines de entrada/salida de la placa Arduino y, esta última se acopló, a través del puerto USB tipo AB, a la PC donde corre el Simulink. Los canales analógicos que se usó del Arduino fueron el A0, A1, A2

para la captura de la señal de los sensores flex, el puerto analógico A0 y A1 se utilizará para el sensor flex a de 2.2", mediante el puerto analógico A2 por otra parte se capturó las señales que provienen del sensor flex de 4.5", la adquisición de datos se obtuvo mediante la tarjeta de Arduino MEGA 2560 por el puerto serial COM12, hay que mencionar, además que se utilizó potenciómetros de ajuste horizontal multivuelta de 100 Khoms, como divisor de tensión. Cabe señalar que las resistencias del sensor flex 2,2" fueron de 47.7 Kohm si realizar la flexión y la resistencia del sensor flex de 4.5" fue de 50 Kohm, valores tomados con el multímetro digital. El sensor se calibró en 2.5 Voltios por medio de un partidor de tensión, tanto el sensor flex de 2.2" y el de 4.5", como resultado se obtuvo una señal de 2.5 VDC una posición de en cero grados del sensor flex.

La calibración se hizo mediante el "Medidos sensor flex V1", se montó el sensor sobre la maqueta, además se fue leyendo las señales en Matlab 2018a con un GUI (graphical user interface), y mediante un desarmador plano se fue calibrando el sensor para que llegue a 2.5 Vdc, obteniendo así para el sensor flex una resistencia de 20 kohm y para el sensor flex de 2.2" un valor de 50 Kohm.

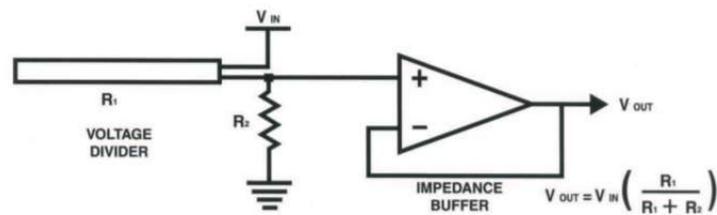


Figura 2.3.1. Circuito de adquisición de datos con divisor de tensión

Fuente: Hoja de datos Symbol, Spectra, 2014 [18].

El circuito de adquisición de datos con Arduino

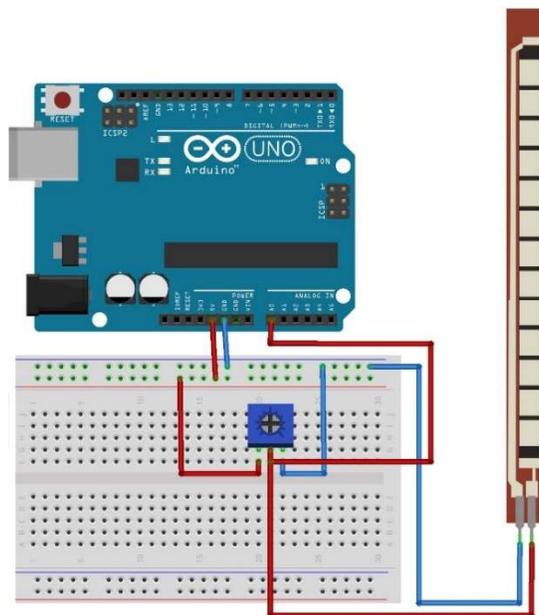


Figura 2.3.2. Circuito de adquisición de datos

Fuente: Fuente del autor basado en el software Fritzing.

En la Figura 2.3.3. se presenta los elementos para el circuito de adquisición de datos, el cual está conformado por los siguientes elementos:

- Sensor flex
- Arduino Mega 2560
- Cable de datos con puertos USB A-USB B
- Laptop con software Arduino IDE.



Figura 2.3.3. Elementos para el circuito de adquisición de datos

Fuente: Fuente del autor

2.4. Medición de parámetros del sensor flex (curvas de resistencia):

Para la determinación de parámetros eléctricos de la motricidad del dedo índice se construyó un prototipo medidor de sensor flex, donde se determinó los parámetros eléctricos del sensor flex con una precisión alta. Para la construcción de este prototipo se utilizó el Arduino Uno, el diseño y la construcción de la manecilla se realizó mediante el software SolidWorks, posterior a eso, se realizó la impresión en 3D mediante la impresora 3D “Prusa i3”.

La medición de parámetros del sensor flex se lo realizó según la variación de dos sensores flex de diferentes longitudes de 2.2 y 4.5 pulgadas, con el objeto de comparar resultados mediante el movimiento del sensor flex. Para obtener los parámetros de los sensores (curvas de resistencia) se desarrolló un prototipo denominado “**Medidor Sensor Flex**”, que se presenta en la figura 2.4.1 y su respectivo software que se presenta en la Figura 2.4.2.



Figura 2.4.1. Medidor Sensor Flex

Fuente: Fuente del autor

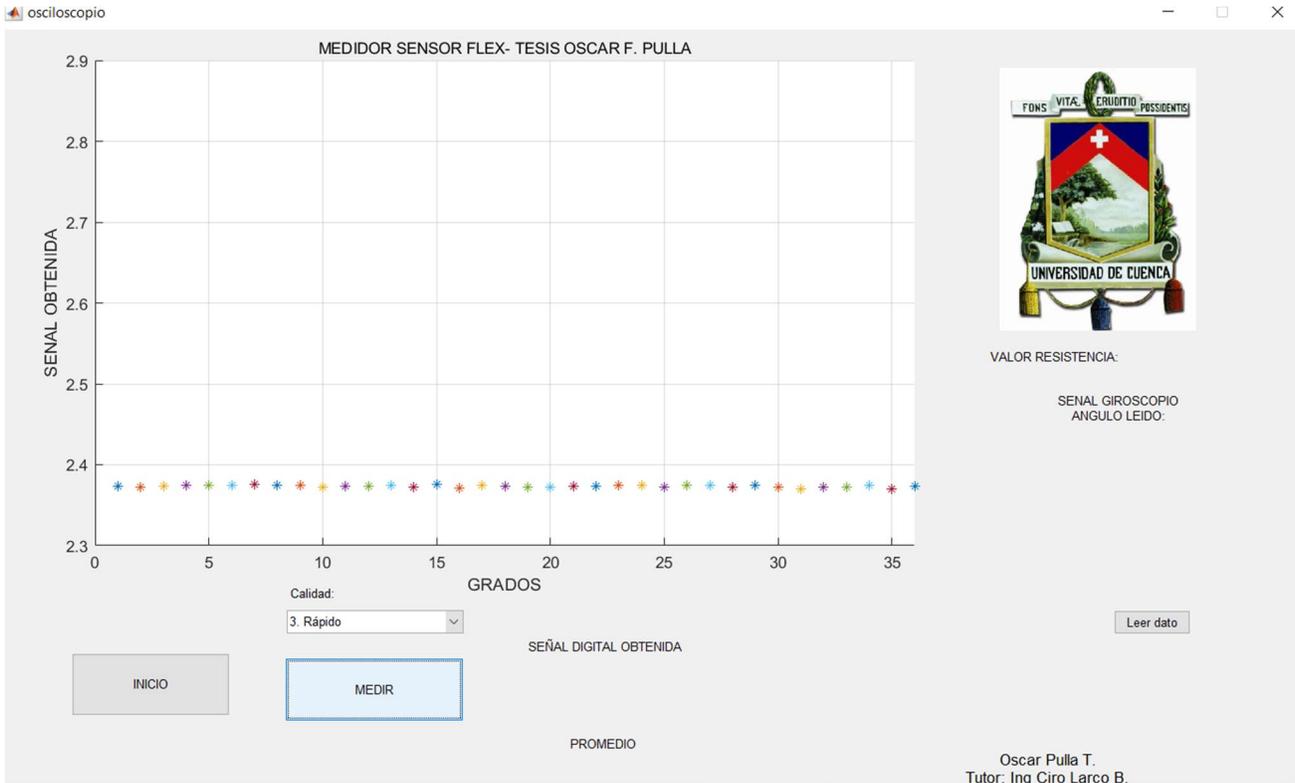


Figura 2.4.2. Software medidor sensor flex

Fuente: Fuente del autor

Además, se realizó una app con interfaces gráficas (GUI) en MATLAB, automatizando una tarea, realizando cálculos y permitiendo el control.

Se utilizó un motor paso a paso, este dispositivo transforma impulsos eléctricos en movimientos de rotación, moviéndose un paso por cada impulso que reciben.

El motor paso a paso depende de la reducción, pueden quedar fijos en un ángulo determinado, puede girar en ambos sentidos.

El montaje del sensor flex sobre en el “Medidor Sensor Flex”, fue el siguiente:

- Se utilizó el 50% de la longitud del sensor.
- Se varió su ángulo según el número de ciclos del motor a pasos.
Un ciclo requiere 4 pasos, un giro completo del rotor requiere 8 ciclos
Un giro completo del eje exterior requiere de 64 vueltas o revoluciones del rotor, entonces $4 * 8 * 64 = 2048$ pasos para una revolución.
- En cada ciclo se tomarán 30 muestras de las cuales se calculará la media.
- Los datos obtenidos del comportamiento de los sensores se realizan con la placa Arduino Uno para luego ser manipulados en Matlab.

En las Figura 2.4.3 y 2.4.4, se observa la curva de variación de tensión con respecto al ángulo para cada uno de los sensores utilizados, en los que se puede apreciar que una mejor aproximación lineal se presenta en el sensor de 2.2”.

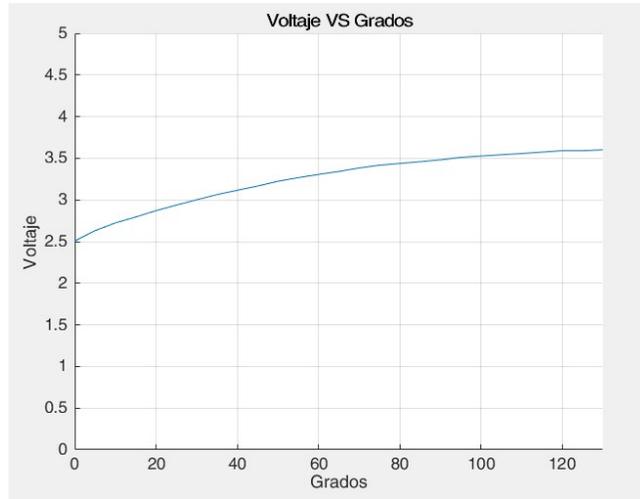


Figura 2.4.3. Grados vs Voltaje del sensor flex de 4.5”

Fuente: Fuente del autor

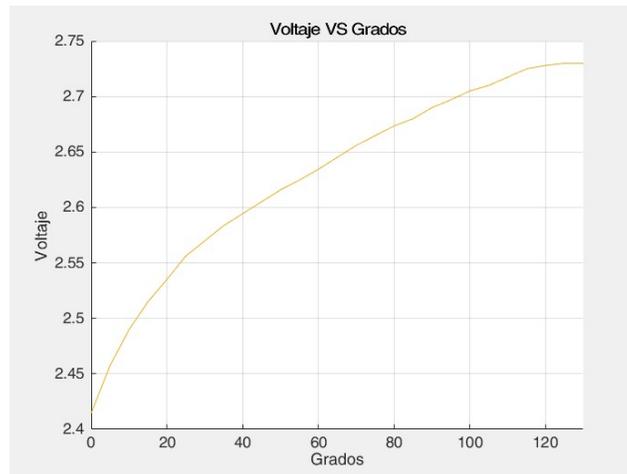


Figura 2.4.4. Grados vs Voltaje del sensor flex de 2.2”

Fuente: Fuente del autor

2.5. Determinación de parámetros eléctricos de la motricidad del dedo índice.

Para la determinación de parámetros eléctricos de la motricidad del dedo índice se construyó un guante y se procedió a tomar muestras en 10 personas que no presenten afecciones en los dedos índices. Este guante se construyó a base de velcro, Sobre este guante se introdujo los sensores flex.

Para leer y digitalizar los datos de los movimientos del dedo índice sin lesión se conectó el Arduino Uno y para luego ser transmitidos al PC mediante la comunicación serie.

Una vez realizada la transmisión de datos se lo llevo a Matlab, a fin de poder trabajar con ella, los datos se enviaron por la conexión USB.

Posterior a eso, obteniendo ya los datos se pudo realizar un análisis espectral, graficarlos frente a otras variables, se realizó un teste de correlación, y también se salvaguardo en formato Excel estos datos con el fin de llevar estos datos al sistema de control del dedo índice de la mano humana.

Para levantar datos de los dedos índices se utilizó un guante prototipo en el que en el primer ensayo se sujetó con velcro un sensor flex de 4.5" como se muestra en la Figura 2.5.1. b) y en un segundo ensayo con dos sensores flex de 2.2" en el dedo índice como se observa en la Figura 2.5.1. a).

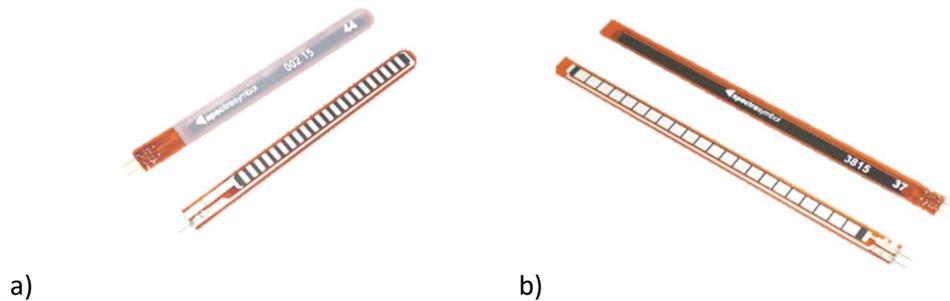


Figura 2.5.1. a) Sensor flex de 2.2" b) sensor flex de 4.5"
Fuente: Fuente del autor

Se realizó una ficha de identidad para cada persona como se presenta en el Anexo 1 se presenta las fichas de las personas que colaboraron en la obtención de parámetros de los sensores.

El primer ensayo para la captura del movimiento del dedo índice se realizó colocando un sensor flex de 4.5 pulgadas de longitud, como se muestra en la Figura 2.5.2.



Figura 2.5.2. Guante con un sensor flex de 4.5 pulgadas de longitud
Fuente: Fuente del autor

Mientras el segundo ensayo para la captura del movimiento del dedo índice se realizó con dos sensores flex de 2.2 pulgadas, como se indica en la Figura 2.5.3.



Figura 2.5.3. Guante con un sensor flex de 2.2 pulgadas
Fuente: Fuente del autor

El tercer ensayo se realizó cuando el dedo ejerce una posición de curvatura, en el primer y segundo ensayo se posicionó en los ángulos de 0° , 90° y 180° , como se observan en la Figura 2.5.4.



Figura 2.5.4. Guante con un sensor flex en diferentes posiciones
Fuente: Fuente del autor

En el tercer ensayo se realizó en la posición de curvatura del dedo índice con un solo sensor y con dos sensores como se muestra en la Figura 2.5.5.



Figura 2.5.5. Guante con un sensor flex
Fuente: Fuente del autor

Para la determinación de parámetros eléctricos de cualquier sensor flex se construyó el “Medidor sensor flex”.

Este dispositivo prototipo captura la señal proveniente del sensor flex y se lleva a Matlab para determinar las curvas de resistencia eléctrica en función del ángulo de flexión del sensor flex.

El levantamiento de parámetros de los sensores flex se realizó mediante Arduino Mega 2560 y el procesamiento de los datos obtenidos por medio de Matlab. En las siguientes figuras se presenta los resultados obtenidos por la interfaz en una animación en tiempo real del entorno virtual la toma de mediciones en los dedos índices de una persona que no presentan afecciones.

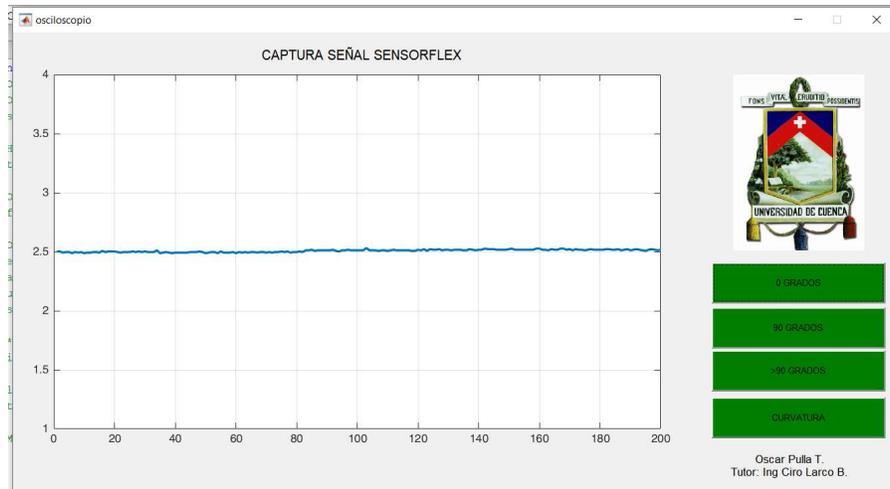


Figura 2.5.6. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de 0 grados

Fuente: Fuente del autor

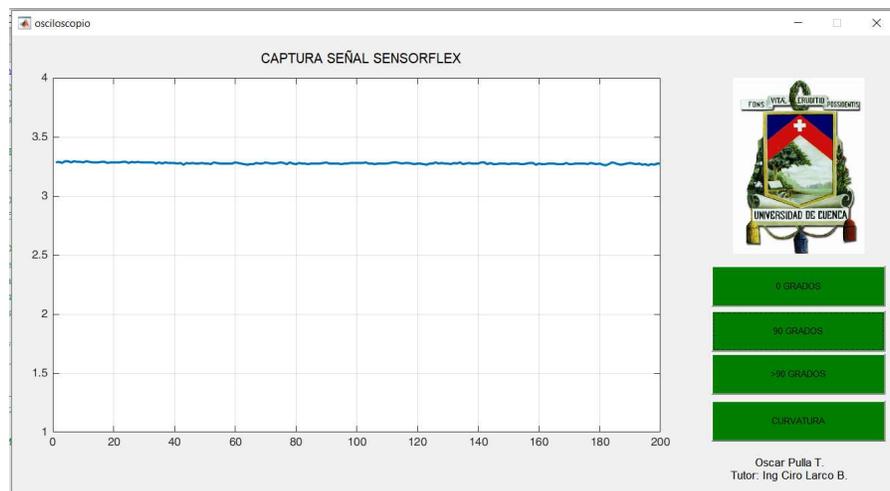


Figura 2.5.7. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de 90 grados

Fuente: Fuente del autor

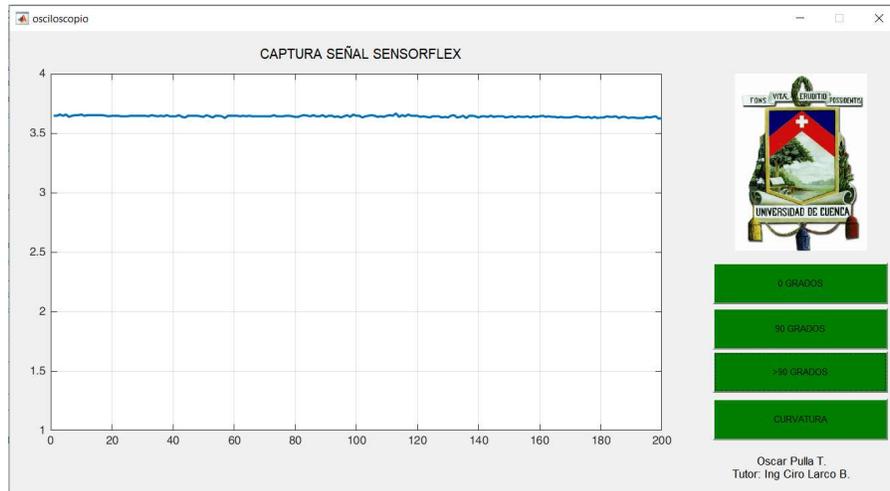


Figura 2.5.8. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de >90 grados
Fuente: Fuente del autor

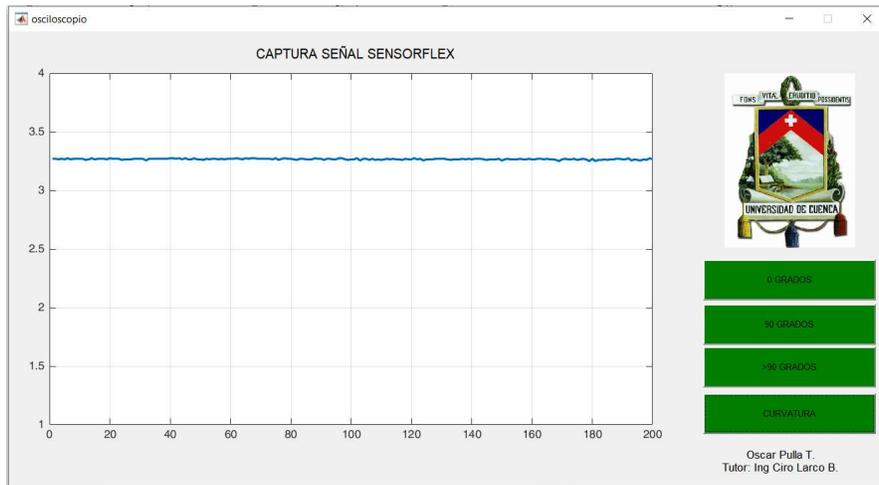


Figura 2.5.9. Señal capturada mediante el guante con un sensor flex en la posición de curvatura grados
Fuente: Fuente del autor

Para procesar estas muestras se procedió a calcular la media y visualizar la desviación de las mediciones.

CAPITULO 3: IMPRESIÓN 3D

3.1. Diseño del prototipo para el dedo índice robótico

En todo sistema de control se tiene un sensor (genera información) con sus respectivos actuadores (los que controlan el sistema), el actuador es un dispositivo en nuestro caso mecánico tiene la finalidad de transformar una magnitud eléctrica enviada desde el Arduino en una magnitud física en nuestro caso la posición del dedo índice de la mano humana. A este prototipo se podrá dar el comportamiento del motor para que se ajuste a las condiciones óptimas de funcionamiento. En la Figura 3.1.1. y Figura 3.1.2. se muestra el prototipo para replicar la motricidad del dedo índice de la mano humana, se empleó en el software Solidworks.



Figura 3.1.1. Prototipo robótico para replicar la motricidad del dedo índice de la mano humana
Fuente: Fuente del autor.



Figura 3.1.2. Prototipo robótico para replicar la motricidad del dedo índice de la mano humana
Fuente: Fuente del autor.

3.2. Ángulos permitidos por el dedo índice normal

En la construcción del prototipo se consideró de manera importante en cuenta los ángulos permitidos por el dedo índice normal, el rango de movimiento de las distintas articulaciones de la mano desarrolla valores aproximados en flexión y extensión; de esta forma se pueden resumir dichos movimientos en la Tabla 7.

Articulaciones	Rango de movimiento
Articulación MCF de los dedos	Hiperextensión: 0° - 45° Flexión: 0° - 90°
Articulación IFP de los dedos	Extensión: 0° Flexión: 0° - 100°
Articulación IFD de los dedos	Extensión: 0° - 10° Flexión: 0° - 90°
Pulgar Metacarpofalángica	Hiperextensión: 0° - 10° Flexión: 0° - 50°
Pulgar Interfalángica	Hiperextensión: 0° - 20° Flexión: 0° - 90°
Pulgar Carpometacarpiana	Aducción Palmar 0° Abducción Palmar: 0° - 45° Aducción Radial 0° Abducción Radial: 0° - 60°

Tabla 7. Rango de movimiento en articulaciones

Fuente: Fuente del autor basado en Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano, López, José, 2017 .[19] .

3.3. Construcción de prototipos del dedo índice

Durante la realización del trabajo se realizaron varios prototipos cada uno con sus pros y sus contras. De entre varias se escogió uno y se fue modificando según como se fue requiriendo, Estos prototipos son de código libre, es decir que se pueden modificar según lo requerido. El prototipo fue construido mediante la impresora 3D “Prusa I3” (Figura 39), la impresión se lo realizó en un filamento de ácido poliláctico (PLA) un termoplástico biodegradable derivado de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar. La temperatura de impresión del PLA se calibra a 210 °C, la cama de impresión no era necesaria, este filamento 3D tiende a deformarse a una temperatura de 60°C o superior, gracias a estas características se utilizó el PLA para la construcción del prototipo.



Figura 3.3.1 Impresora 3D-Prusa I3

Fuente: Hoja de datos impresora 3D -Prusa i3

Mientras en la Figura 3.3.2. se observa el proceso constructivo y en la Figura 3.3.3. se observa el motor DC EMG30 muy utilizado en el campo de la investigación científica, sus características se presentan en la Tabla 8.

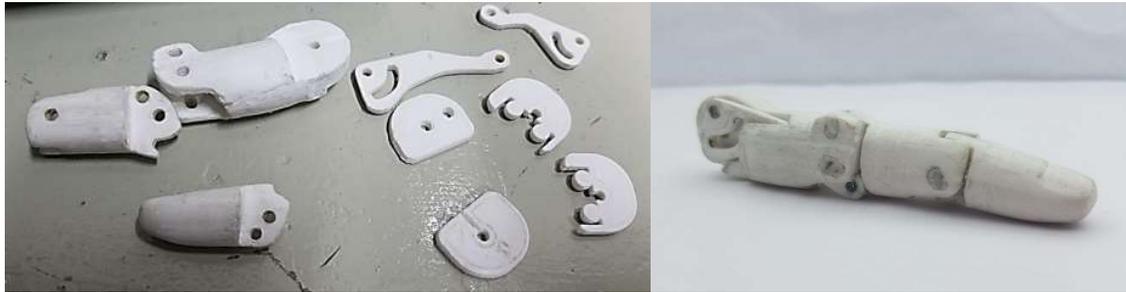


Figura 3.3.2. Proceso constructivo del prototipo impreso en 3D
Fuente: Fuente del autor



Figura 3.3.3. Motor DC EMG30 usado como actuador para el prototipo
Fuente: EMG30 data, Robot-electronic

Símbolo	Descripción	Valor	Unidades
J	Momento de inercia equivalente.	0,0072	Kgm ²
b	Fricción Viscosa equivalente.	0.0389	Nm/rad/s
K_v=K	Constante de fuerza electromotriz.	0,893174115	V/rad/s
K_r=K	Constante de torque de motor.	0.893174115165	Nm/A
R	Resistencia de armadura	5,2	ohm
L	Inductancia de armadura	9.381x10 ⁻⁴	H

Tabla 8. Parámetros del motor DC EMG30 usado en la construcción
Fuente: Fuente del autor, basado en Control de la velocidad en tiempo real de un motor DC, B. Rodríguez, C. Mamani, *Revista Científica TECNIA*(2017).

3.4. Modelado en Matlab

El modelamiento en Matlab se realizó mediante la herramienta Simscape Multibody Link en Matlab y Solidworks. La herramienta Simscape proporciona sistemas físicos de varios dominios, como componentes mecánicos, hidráulicos y eléctricos. Simscape ayuda a construir modelos de sistemas eléctricos y mecánicos tales como un brazo robot que tiene articulaciones. Simscape desarrolla el modelo de una de esas articulaciones[20].

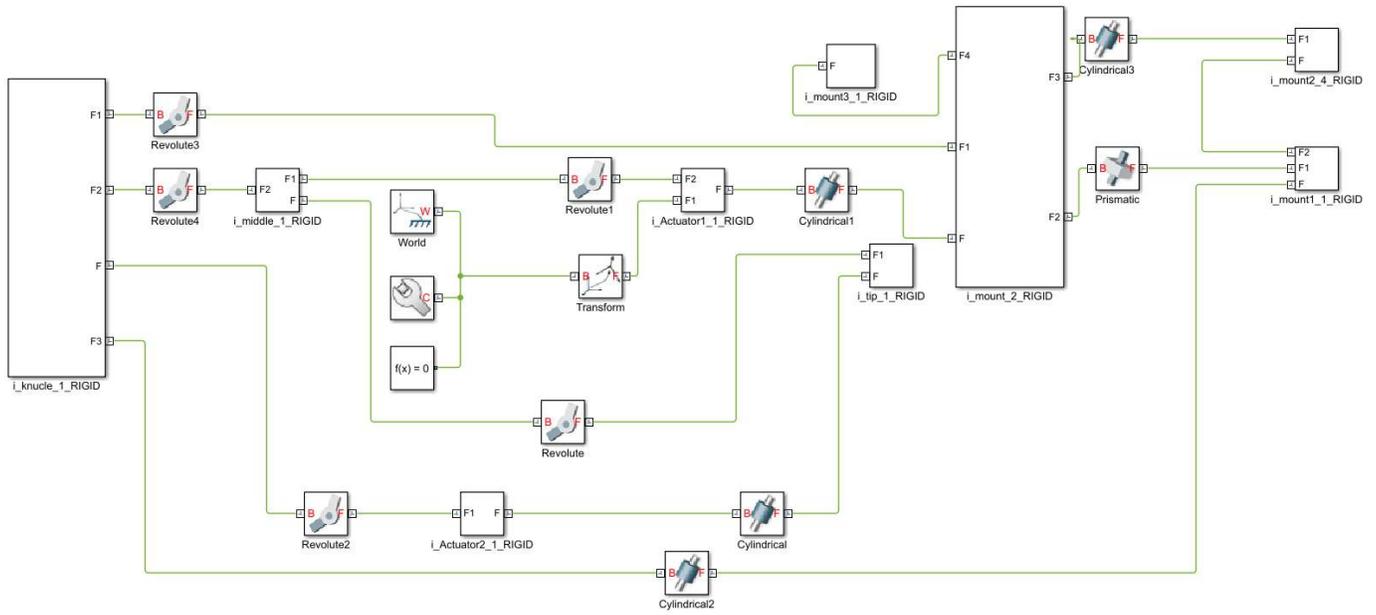


Figura 3.4.1. Modelo en Simulink
Fuente: Fuente del autor

3.5. Sistema de control en Matlab – Controlador PI

El control integral normalmente no se utiliza solo, con frecuencia va junto con el modo proporcional. Cuando una acción integral se suma a un sistema de control proporcional, la salida de controlador está dada por:

Salida del controlador: $K_p * e + K_I \int e dt$

Donde:

K_p es la constante de control proporcional

K_I es la constante de control integral

e es el error

La función de transferencia es entonces:

$$\text{Función de transferencia} = K_p + \frac{K_I}{s} = \frac{K_p}{s} \left(s + \frac{1}{T_I} \right)$$

Donde $T_I = \frac{K_p}{K_I}$ y es la constante de tiempo integral.

En Matlab se puso los siguientes parámetros:

Datos del motor emg30

```
J=0.0072;  
B=0.0389;  
L=9.381e-4;  
R=5.2;  
Km=0.893174;
```

Planta

```
num= [Km];  
den= [L*J ((R*J)+(L*B)) ((R*B)+(Km*Km))];  
G=tf(num,den)
```

Controlador

```
numc= [5 75];  
denc = [1 0];  
C=tf(numc,denc)  
step (C);
```

3.6. Movimientos del motor DC (Lazo abierto)

Para el control del motor DC se utiliza la modulación por pulsos PWM ya que esto controla el valor promedio del voltaje, dividiendo en pulsos y variando el ancho de pulsos, en la Figura 3.6.1. se presenta un sistema de control para la velocidad de motor realizado en Simulink.

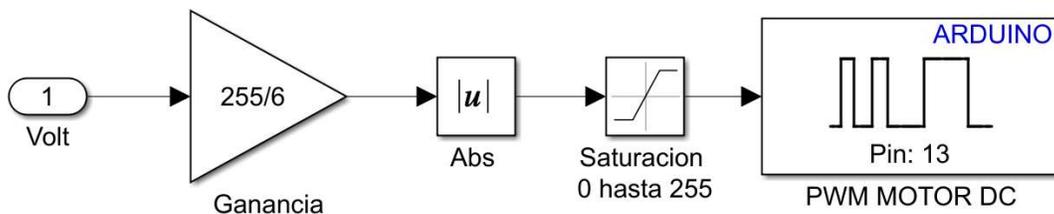


Figura 3.6.1. Control del motor DC (Lazo Abierto)

Fuente: Fuente del autor

3.7. Sistema de control en lazo cerrado de cada movimiento

El sistema de control en lazo cerrado se fue el siguiente:

$$L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - Ri(t) - E_a(t) \quad (1)$$

$$J \frac{d\omega(t)}{dt} = T_m(t) - B\omega(t) \quad (2)$$

$$E_a(t) = K_a \omega(t) \quad (3)$$

$$T_m(t) = K_m i(t) \quad (4)$$

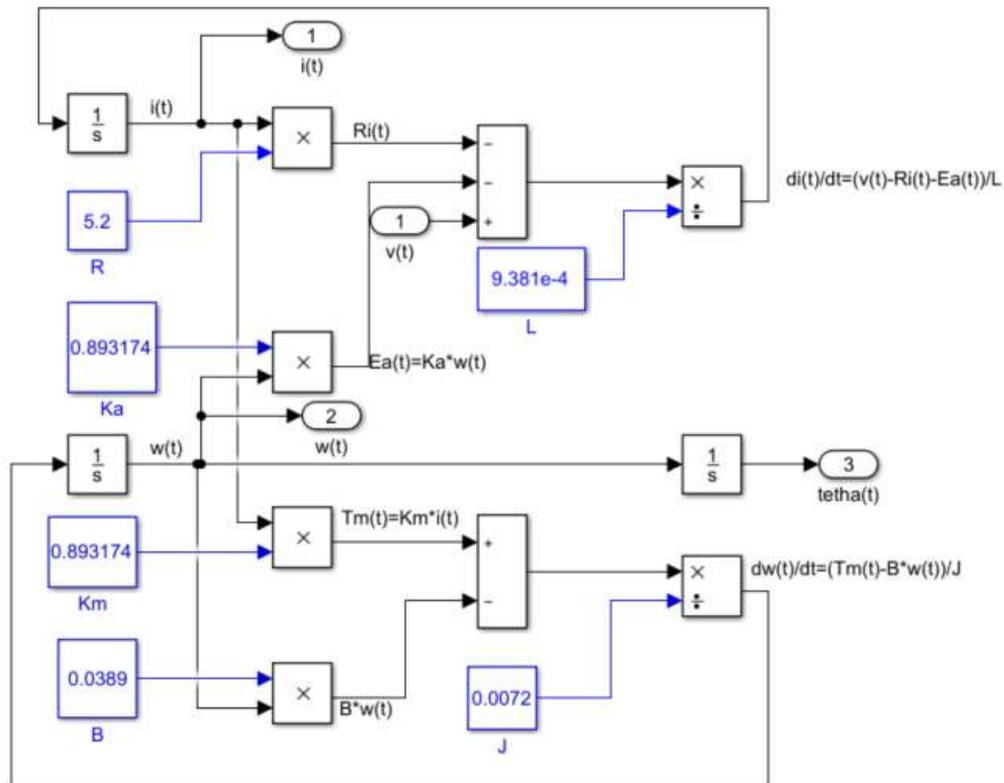


Figura 3.7.1. Sistema de control en lazo cerrado del motor DC

Fuente: Fuente del autor

Las señales capturadas del dedo índice de la mano humana sin afecciones se los guardo en Excel para luego estas señales sean replicadas en el prototipo, mediante la comunicación serial Pc-Arduino.

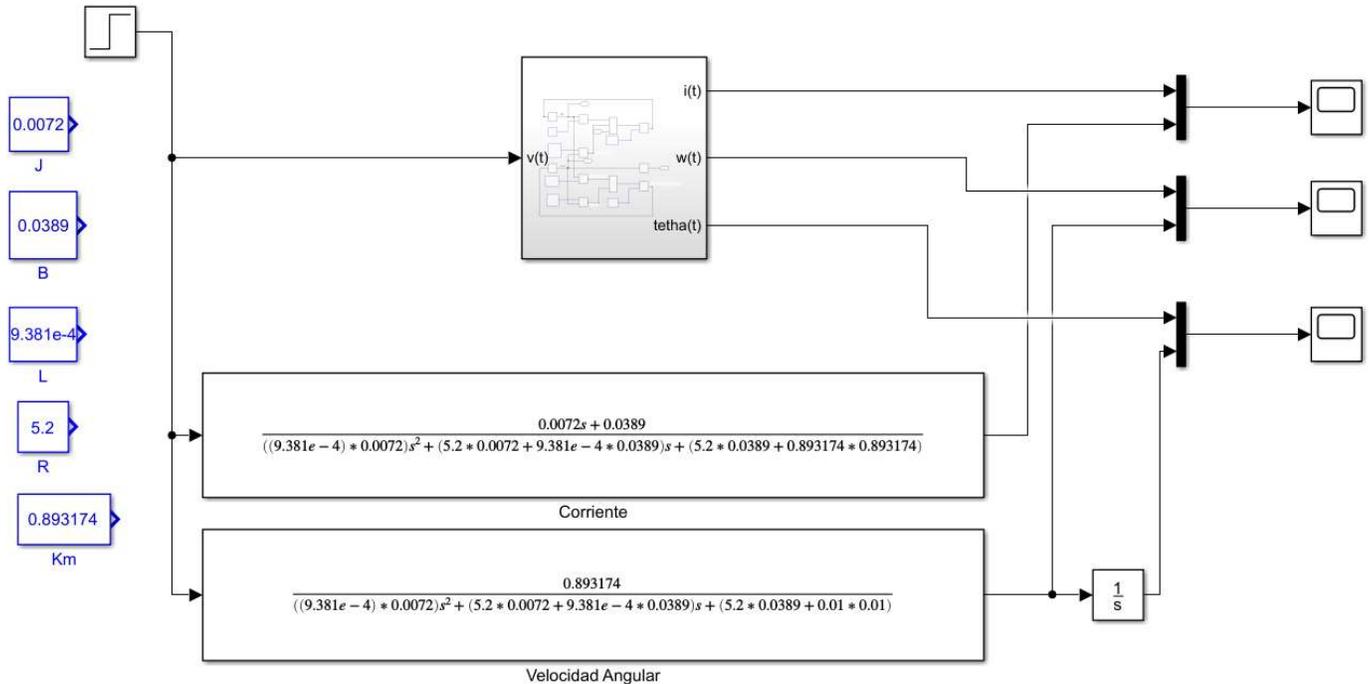


Figura 3.7.2. Replica de la motricidad- sistemas de control del motor DC
Fuente: Fuente del autor

3.8. Validación de los movimientos del dedo índice capturados.

En modelo establecido en SimMechanics, el sistema responde satisfactoriamente en cuanto a la trayectoria que debe seguir. Se logró un tiempo de respuesta mínima para la comunicación entre la unidad local y el computador central, lo cual es favorable teniendo en cuenta las dimensiones de un centro de rehabilitación.



CAPITULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Para el diseño del prototipo se consideró los ángulos permitidos por el dedo índice sin afecciones.
- La anatomía del mano es compleja, en este trabajo se analizó solo para un dedo índice pero el proceso para diseñar y construir un prototipo, las bases ya están dadas en este trabajo.
- El prototipo diseñado y construido, fueron horas de arduo trabajo, se consideró para el diseño movimientos permitidos por el dedo índice sin afecciones.
- Los sensores flex con el avance tecnológico cada vez su curva de grados vs resistencia es más lineales.
- Existen sensores basados en fibra óptica, estos en el mercado actual son costosos.
- La aplicación de los sensores flex son muchas, tales como en colchones inteligentes, zapatos para monitorear el movimiento, en trajes para videojuegos, etc.
- Los exoesqueletos están tomando riendas en el campo de la investigación y de la rehabilitación, estos simplifican el sistema de control ya que la mayoría busca realizar un cierto movimiento con el mínimo número de grados de libertad.
- El modelo del motor de corriente directa de imanes permanentes es ampliamente utilizado en campos de investigación.
- Para realizar la medición de los parámetros de los sensores flex se pensó y se tuvo que diseñar un "Medidor sensor flex" con su software, este software permite sacar todos los parámetros eléctricos del sensor flex.
- Cuanto menor sea el radio de curvatura y mayor la longitud del sensor, mayor será la resistencia, mucho mayor que la resistencia si el sensor es fijado en un extremo y se dobla bruscamente a un alto grado.
- Como se muestra en los gráficos anteriores, la linealidad es mayor cuando al sensor flex se flexiona en el 50% de su longitud total.



- Para la adquisición de datos se utilizó Arduino por su simplicidad y las ventajas que brinda esta alternativa en el ahorro de tiempo y simplicidad en la programación del dispositivo.
- Las señales capturadas de los guardo en Excel para luego estas señales sean replicadas en el prototipo.
- Los resultados permiten concluir que el uso de esta combinación posibilita la simulación y verificación de los modelos en Simulink, directamente sobre la placa de Arduino durante el proceso de diseño.
- El modelo del prototipo se realizó en SolidWorks, en este software existe una herramienta que permite exportar a Matlab para posterior simulación en Simulink.

Recomendaciones

- Se debe tener cuidado al doblar al sensor de flexión en un punto a más de 90° ya que esto podría dañar permanentemente al sensor flex, por ende, es mejor que el doble del sensor sea alrededor de una radio de curvatura.
- Se debe poseer una computadora de alto rendimiento para que corra con fluidez programas de diseño 3D.
- Posterior a la impresión 3D se debe dar un tratado para los acabados, con el fin de reducir la fricción entre piezas.
- Para la impresión 3D el relleno interno de la pieza debe ser al 100%.
- Dar la alimentación recomendada por el fabricante para el Arduino, motores, sensores, etc.
- Trabajar con motores DC conocidos en el mercado de fabricantes confiables, motores que están en el campo de la investigación.



CAPITULO 5: TRABAJOS FUTUROS

Un trabajo de investigación como el que aquí se presenta, destinado a ofrecer aportaciones, podría no tener fin, ya que cualquiera de los aspectos constituyentes de este proyecto investigativo podría ser susceptible a un estudio de mejora.

De los que se puede citar son:

- Sería muy conveniente la incorporación al prototipo sensores flex con de alta precisión, como son los de fibra óptica, que permitan al mismo mejorar la precisión, ya que el sistema de control es fino cuando la señal de entrada es lo más exacto posible.
- El prototipo debería ser hecho con diferentes materiales, tales como aleaciones de metales, polímeros, etc. Para que el prototipo sea capaz de agarrar y manipular objetos con movimiento relativo.
- El esquema anterior podría así mismo conectarse para trabajar en un software de interfaz amigable con el paciente, empleando para ello un sistema de posicionamiento y visualización mediante un monitor con el fin de rehabilitación asistida por computador, el software puede hacer de asistente, cuando se requiera, en el tiempo que el paciente disponga. Este prototipo ayudará a personas con discapacidades o personas mayores con dificultades psicomotoras (parkinson, etc.).
- Tanto para la captura de la señal del dedo y para el “Medidor sensor flex” se podría, utilizar el giroscopio para obtener el posicionamiento fino.
- Otra línea de investigación abierta en conexión con el prototipo desarrollado consistiría en integrarlo con sensores de fuerza permitiendo mejorar la manipulación del prototipo robótico similar al movimiento natural del dedo humano.
- Para la transmisión de datos en este trabajo se lo realizó mediante conexiones de cables, se puede implementar un prototipo inalámbrico transmitiendo señales a través de Wifi o Bluetooth.
- Finalmente, este es un prototipo, pero si se llega a implementar uno industrial el campo de aplicación es muy grande, así como en biomedicina para la manipulación de instrumental quirúrgico, ya que esta tarea es imprescindible en intervenciones desarrolladas siempre en quirófanos y consiste en pasar la herramienta adecuada en el momento adecuado al cirujano en cuanto este lo solicita, teniendo en cuenta que en un quirófano un error de funcionamiento puede costar una vida.



BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rocha, "Morfología de manos y pies," *Estet. manos y pies*, pp. 7–28, 2012.
- [2] D. Garcia, G. Vasquez, A. Delgado, and J. Calmet, "anatomofisiología de las articulaciones. Traumatismos articulare," *2° programa Actual. en Cirugía Ortopédica y Traumatol.*, 2010.
- [3] M. A. ING. PÉREZ ROMERO and M. AARÓN, "Análisis Cinemático E Implementación De Una Mano Robótica Servo-Articulada Aplicable Como Prótesis," 2011.
- [4] A. Velázquez, "Caracterizacion cinematica e implementacion de una mano robotica multiarticulada," 2007.
- [5] F. H. Netter, *Atlas de Anatomía Humana, 4a Edición*. Elsevier Masson, 2007.
- [6] M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher, *Prometheus: Texto y Atlas de Anatomía Tomo 1*. Editorial Médica Panamericana, 2007.
- [7] V. Krefeld and M. Waisvisz, "The Hand in the Web: An Interview with Michel Waisvisz," *Comput. Music J.*, vol. 14, no. 2, pp. 28–33, 1990.
- [8] "Ink." [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Ink>.
- [9] "USBkit_w8nssq.png (389×389)." [Online]. Available: http://www.flexpoint.com/wp-content/uploads/2015/08/USBkit_w8nssq.png. [Accessed: 17-Mar-2019].
- [10] "I-CubeX Online Store - BendShort : Flex sensor." [Online]. Available: https://infusionsystems.com/catalog/product_info.php/products_id/54. [Accessed: 18-Mar-2019].
- [11] J. Herkenrath, G., Karrer, T., and Borchers, "Twend: twisting and bending as new interaction gesture in mobile devices."
- [12] A. Baeza, "Polimeros Conductores Inteligentes," *Fcultad Quim. UNAM*, no. March, pp. 1–15, 2000.
- [13] SpectraSymbol, "Flex Sensor," vol. 1, no. 888. pp. 1–2, 2013.
- [14] T. Kline, D. Kamper, and B. Schmit, "Control system for pneumatically controlled glove to assist in grasp activities," *Proc. 2005 IEEE 9th Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2005, pp. 78–81, 2005.
- [15] K. Y. Tong *et al.*, "An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects," *2011 IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 149–153, 2011.
- [16] L. D. E. Teoría and D. E. C. I. lee, "Modelo dinámico del motor de corriente directa," no. February, pp. 1–2, 2017.
- [17] E. V. Altamirano-Santillán, G. E. Vallejo-Vallejo, and J. C. Cruz-Hurtado, "Monitoreo volcánico usando plataformas Arduino y Simulink," *Rev. Investig. Desarro. E Innovación*, vol. 7, no. 2, pp. 317–329, 2017.



- [18] S. Symbol, "Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor How to Order - Stock Flex Sensor How It Works Rev A2 - Page 1 Schematics," vol. 1, no. 888, pp. 1–2, 2014.
- [19] J. López, "Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano .," pp. 1–89, 2017.
- [20] M. Azizi, A. Rahman, and M. Mizukawa, "International Journal of Advanced Robotic Systems Model-Based Development and Simulation for Robotic Systems with SysML, Simulink and Simscape Profiles Regular Paper," 2013.



ANEXOS

ANEXO 1:

	Nombres y Apellidos	Género	Dirección	Ciudad	Edad	Teléfono	Ocupación
1	Oscar Fabián Pulla Tenecota	Masculino	Galápagos y Los Ríos	Cuenca	24	0988850163	Estudiante
2	Martín Eduardo Ortega Ortega	Masculino	Augusto Sacoto y Luis Felipe Borja	Azogues	38	0983850295	Docente
3	Luis Joffre Espinoza Secuencia	Masculino	Isabel la Católica y Francisco de Orellana	Cuenca	35	072815836	Libre Ejercicio
4	Isabel Dolores Cobrera Carrera	Femenino	Costa Rica y Honduras	Cuenca	32	0985067461	Docente
5	Wilson Fernando Mogrovejo León	Masculino	Calle del Batán y Unidad Nacional	Cuenca	32	0995576865	Docente
6	Ciro Mauricio Larco Barros	Masculino	Carlos V y Primero de Mayo	cuenca	43	0992085443	Docente
7	Luis Fernando Bravo Andrade	Masculino	Riveras del Tomebamba	Cuenca	32	0992599562	Docente
8	Patricio Alcides Astudillo Salinas	Masculino	Los Mayas	Cuenca	33	0998867130	Docente
9	Ronmel Cristian Pulla Tenecota	Masculino	Suscal-Chocarpamba	Cañar	18	0984825679	Estudiante
10	Diana Carolina Lema Punín	Femenino	Galápagos y Los Ríos	Cuenca	24	0986865227	Laboratorista

Tabla 9. Colaboradores para la captura de las señales del dedo índice sin afecciones

Fuente: Fuente del autor