



UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO

**FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA
ELECTRICA**

TEMA

**“Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con
insuficiencia motora en las manos”**

**Tesis para obtener título profesional de
INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA**

AUTOR:

CCANCCAPA MACEDO JACINTO MILLER (ORCID: 0000-0001-5643-4818)

ASESOR:

Mag. JULCA VERASTEGUI LUIS ALBERTO (ORCID: 0000-0001-5158-2686)

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:

Modelamiento y simulación de sistemas electromecánicos

Trujillo - Perú

2020

DEDICATORIA

Dedico con todo mi corazón a mis padres Jacinto Ccancapa Huanca y Julia Macedo Palomino, por su apoyo y lucha incondicional, e inculcarme la buena educación para lograr mis metas. A mis hermanos por aliento brindado en este largo camino y ser el principal soporte de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

A Dios en primer lugar por bendecirme en todo momento para cumplir mis objetivos. A mis padres Jacinto Ccanccapa Huanca y Julia Macedo Palomino por apoyarme en todo el transcurso de mi formación; a mis hermanos José Manuel Ccanccapa Macedo y Esperanza Ccanccapa Macedo por su apoyo incondicional.

A la Universidad Cesar Vallejo y a la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica, por su entrega en la formación de buenos ingenieros mecánicos eléctricos.

A mis profesores por compartir sus conocimientos y experiencias durante mi formación universitaria.

INDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
I. INTRODUCCION.....	13
II. MARCO TEÓRICO.....	16
III. METODOLOGIA	23
3.1. Tipo y diseño de investigación	23
3.1.1. Tipo de investigación: Aplicada.....	23
3.1.2. Diseño de la investigación: Experimental.....	23
3.2. Categorías, Subcategorías y matriz de categorización	23
3.3. Población y muestra.....	28
3.3.1. Población	28
3.3.2. Muestra	28
3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	28
3.5. Procedimiento	29
3.6. Método de análisis de información	30
3.7. Aspectos éticos.....	30
IV. RESULTADOS.....	31
4.1. Aplicación de instrumentos de recolección de datos a profesionales de la salud	31
4.2. Determinación de las exigencias de diseño	33
4.3. Construcción de matriz morfológica en función a cuatro conceptos.....	33
4.4. Modelamiento del exoguante con la mejor propuesta.....	41
4.5. Dispositivos electrónicos para el sistema de control	49
4.6. Pruebas experimentales del Exoguante mecánico.....	54
4.6.1. Validación de las fuerzas de pellizco generada por el actuador.....	60
4.6.2. Pruebas experimentales exitosas	64
V. DISCUSION.....	71
VI. CONCLUSIONES.....	75
VII. RECOMENDACIONES.....	76
VIII. REFERENCIAS	77
IX. ANEXOS	81

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 registro de fuerzas de la mano humana en expresado en Newton (KARGOV, 2004)	21
Tabla 2 torques de las articulaciones metacarpofalángicas (MP). Articulaciones interfalángicas proximales (PIP), articulaciones interfalángicas distales (DIP), articulaciones interfalángicas del pulgar (IP) (KARGOV. 2004).....	21
Tabla 3 Matriz de operacionalización de variables.....	27
Tabla 4: cuadro de técnicas e instrumentos.....	28
Tabla 5: aspectos éticos.	30
Tabla 6: entrevista realizada a cuatro profesionales en fisioterapia y rehabilitación.....	32
Tabla 7: exigencias para el diseño del exoguante mecánico.....	33
Tabla 8: ventajas y desventajas del Exoguante accionado por vástago.....	33
Tabla 9: ventajas y desventajas del Exoguante mecánico con actuador cabrestante.	34
Tabla 10: ventajas y desventajas del Exoguante accionado por reconocimiento de voz.....	35
Tabla 11: ventajas y desventajas del actuador neumático.	36
Tabla 12: tabla de indicadores.	38
Tabla 13: Criterios porcentuales	38
Tabla 14: Matriz de selección.	39
Tabla 15: características del motor de paso Primopal modelo PHB42S48-402.....	43
Tabla 16: variables para la simulación en SolidWorks Simulation.....	44
Tabla 17: Matriz grafica para evaluar las variables de solución: Esfuerzo de Von Misses, desplazamiento, deformación y factor de seguridad FS.....	45
Tabla 18: características del hilo de Nylon.....	46
Tabla 19: características de la norma EN 338 para guante de cuero badana.	47
Tabla 20: Objetos utilizados para evaluar el rendimiento del exoguante.....	60
Tabla 21 pruebas experimentales en paciente femenino de 79 años de edad.	64
Tabla 22 Pruebas experimentales en paciente masculino de 52 años de edad.	64
Tabla 23 resultados de las pruebas experimentales paciente femenino de 79 años.	65
Tabla 24 resultado de las pruebas experimentales en paciente masculino de 52 años.....	65
Tabla 25: procedimiento para la instalación y operación del Exoguante.	67
Tabla 26: Costo total para la elaboración del Exoguante mecánico.	68
Tabla 27: Costo de materiales para el sistema de control electrónico.....	69
Tabla 28: costo de materiales empleados para el sistema mecánico.....	69

Tabla 29: costo de utilitarios de escritorio.	70
Tabla 30: Registro de las fuerzas de pellizco promedio de los dedos índice y medio.....	107
Tabla 31: Registro de fuerzas de apriete promedio y tensión de las cuerdas tendón en los dedos índice y medio para desplazamientos de 10, 45 y 70 milímetros.	109
Tabla 32: Registro de tiempo promedio de respuesta del sistema de control, para desplazamiento de 10, 45y 70 milímetros.	110

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Disposición de los tendones en los dedos (DRAKE, 2015). Los tendones extensor y flexor permiten la movilidad del dedo.....	18
Figura 2: rango de movimiento interfalángico, interfalángico proximal (IFP), interfalángico distal (IFD), metacarpofalángica (MCF) (CAILLIET, 2006).....	19
Figura 3. veinte posiciones de sensores para medición de la fuerza de contacto (KARGOV, 2004).....	20
Figura 4 esquema del conjunto de mecanismos del actuador, la fuerza de tensión en el motor es igual a la sumatoria de la fuerza de fricción y la fuerza externa (HYUNKI et al., 2012).....	22
Figura 5:caja negra para el actuador mecánico y sistema de transmisión.....	25
Figura 6: caja negra para el sistema de control electrónico.....	26
Figura 7: Exoguante mecánico accionado por vástago Park et al., (2016).....	34
Figura 8: exoguante mecánico accionado por tendón driver.....	34
Figura 9: exoguante mecánico accionado con la voz.....	35
Figura 10: exoguante mecánico con actuador neumático.....	36
Figura 11: arquitectura de configuración del exoguante activado por voz (fuente propia).....	40
Figura 12: diagrama de cuerpo libre para hallar la fuerza requerida F_2 (fuente propia).....	41
Figura 13: motor de paso Primopal modelo PHB42S48-402. (PRIMOPAL, 2012).....	43
Figura 14: diagrama de fuerzas de tensión en el cabrestante (fuente propia).....	43
Figura 15: diagrama de cuerpo libre en el cabrestante (fuente propia).....	44
Figura 16: modelamiento final del actuador mecánico (fuente propia).....	46
Figura 17: funda de cuerda de acero.....	47
Figura 18: guante de cuero badana. (fuente MAPA PROFESIONEL, 2016).....	47
Figura 19: configuración mecánica del exoguante (fuente propia).....	48
Figura 20. Ubicación de los ductos e hilo de nylon en la zona palmar y dorsal del exoguante (fuente propia).....	49
Figura 21 Modulo de voz V3 (Fuente ELECHOUSE 2014).....	50
Figura 22: tarjeta electrónica Arduino Uno (Fuente ARDUINO.CC 2020).....	50
Figura 23: Driver para motor de paso DRV8825 (Fuente Texas Instruments 2014).....	51
Figura 24 Diagrama de Flujo para el sistema de control.....	52
Figura 25 diagrama de conexionado de los módulos electrónicos que conforman el sistema de control del exoguante (Fuente propia).....	53

Figura 26: Soporte experimental para medir la fuerza de pellizco (Fuente propia).....	54
Figura 27: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio a 10 milímetros sin utilizar el guante (Fuente propia).....	55
Figura 28: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio, calibración del soporte a 70 milímetros de abertura (Fuente propia).	55
Figura 29: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio, calibración del soporte a una abertura de 45 milímetros (Fuente propia).	55
Figura 30: Configuración de la posición del dinamómetro para medir la fuerza de tensión (Fuente propia).	56
Figura 31: Medición promedio de fuerza de pellizco y tensión en la cuerda para un desplazamiento de 10 milímetros (Fuente propia).	57
Figura 32: Tiempo de respuesta promedio 5 segundos para la flexión de los dedos desde el punto inicial hasta una abertura de 10 milímetros (Fuente propia).	57
Figura 33: Tiempo de respuesta promedio de 3 segundos para la flexión de los dedos, desde el punto inicial hasta una abertura de 45 milímetros (Fuente propia).	58
Figura 34: Medición promedio de fuerza de pellizco y tensión en la cuerda, para un desplazamiento de 45 milímetros (Fuente propia).	58
Figura 35: Medición promedio de fuerza de pellizco y tensión en la cuerda. para un desplazamiento de 70 milímetros (Fuente propia).	59
Figura 36: Tiempo de respuesta promedio de 2 segundos para la flexión de los dedos, desde el punto inicial hasta una abertura de 70 milímetros (Fuente propia).	59
Figura 37: Experimento para el agarre de un objeto de plástico de 10 milímetros de diámetro con una masa de 6 gr. (Fuente propia).	60
Figura 38: Diagrama de cuerpo libre aplicado a un objeto cilíndrico de aluminio con 45 milímetros de diámetro y una masa de 92 gr. (Fuente propia).	61
Figura 39: Diagrama de cuerpo libre aplicado a un objeto de vidrio con 70 milímetros de diámetro y una masa de 344 gr. (Fuente propia).	62
Figura 40: Sujeción exitosa de varios objetos con la ayuda del Exoguante (Fuente propia)..	63
Figura 41 mediciones de corriente al sistema de control electrónico.....	66
Figura 42: esquema del sistema a) captura de los datos de los sensores, b) control de actuadores, c) diseño del sensor de tensión, d) configuración de los tres tendones en el guante (BYUNGCHUL et al., 2020).....	81

Figura 43: vista de las ubicaciones de los sensores a) sistema de visión Vicon, transmite señales al sistema ADC, b) muestra el lugar donde están ubicados los 14 sensores Marker Vicon (BYUNGCHUL et al., 2020).....	81
Figura 44: sistema de funcionamiento del prototipo Exo-Glove PM SUNG SIK, (2017).	82
Figura 45: El guante está compuesto por módulos de actuadores, espaciadores y componentes de silicona (SUNG SIK et al., 2017).....	82
Figura 46: Guante robótico polimérico Exo-Glove Poly, de silicona con transmisión mecánica por hilos de acero (KANG et al., 2016).	83
Figura 47: sistema de control y funcionamiento del Exo-Glove Poly (KANG et al., 2016).....	83
Figura 48: ficha técnica de notas de paso primopal PHB42S48-402 (PRIMOPAL, 2012).	94
Figura 49: Ficha técnica de aluminio mecanizable 5052-H32 (FABRICATIUM, 2020).	95
Figura 50: Norma EN388 técnica de protección contra golpes (MAPA, 2016).....	96
Figura 51: ficha técnica de cuerda de nylon ARATY, (2020).....	97
Figura 52 módulo de reconocimiento de voz ELECHOUSE V3.....	98
Figura 53: ficha técnica del modulo de voz ELECHOUSE V3 (ELECHOUSE, 2014).	99
Figura 54: Insercion del comando de voz para el módulo de reconocimiento de voz ELECHOUSE V3 (ELECHOUSE, 2014).	100
Figura 55: Ficha técnica de driver de motor DRV8825 (INSTRUMENTS, 2010).	101
Figura 56: Especificaciones para la programación del driver de motor DRV8825 (INSTRUMENTS, 2010)	102
Figura 57: esquema electrónico del sistema de control para el exoguante mecánico	103
Figura 58: características técnicas y conexiona miento de la celda de carga SEN-CC-YZC-133.	104
Figura 59: código de programación en Arduino para la celda de carga SEN-CC-YZC-133.	105
Figura 60: modulo experimental y medición de fuerza de pellizco en los dedos índice y medio.	106
Figura 61: Curvas de fuerza promedio ejercida por los dedos índice y medio a desplazamientos de 10, 45 y 70 milímetros.....	108
Figura 62: Curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 10 milímetros.....	111
Figura 63: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 10 milímetros.....	111

Figura 64: curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 45 milímetros.....	111
Figura 65: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 45 milímetros.....	111
Figura 66: curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 70 milímetros.....	111
Figura 67: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 70 milímetros.....	111
Figura 68: ubicación de los dedos con el exoguante mecánico en la celda de carga SEN-CC-YZC-133 para el registro de fuerzas de pellizco.....	111
Figura 69: Código de programación y declaración de los comandos de voz a través del software Arduino.....	111
Figura 70: Declaración de los parámetros para control del motor de paso instalado en el actuador.....	111
Figura 71: Diagrama de GANTT elaboración del estado de arte y desarrollo.....	111
Figura 72: Diagrama de GANTT, construcción del exoguante mecánico.....	111
Figura 73: Boleta de venta de materiales electrónicos de control.....	111

RESUMEN

La presente tesis tiene como objetivo principal, determinar especificaciones de diseño de Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

Las necesidades de diseño se obtuvieron mediante entrevistas a profesionales en fisioterapia. Mediante una matriz morfológica se seleccionó un concepto óptimo a través de criterios ponderados. Para una adecuada selección de los componentes se aplicó el diseño de configuración e ingeniería de detalle al concepto seleccionado. Se analizó el cabrestante del actuador en el software SolidWorks simulation, obteniendo el factor de seguridad mediante esfuerzos de Von Misses. El material del exoguante evaluado fue de cuero badana, por su flexibilidad y resistencia mecánica. Para el sistema de accionamiento del actuador se seleccionó el módulo de voz ELECHOUSE V3 como entrada de variables, este módulo fue conectado al microcontrolador Arduino UNO.

Con el fin de validar el funcionamiento y agarre del Exoguante mecánico, se realizaron pruebas experimentales en dos sujetos que sufrieron ACV, logrando sujetar objetos de 6 gramos, 92 gramos y 344 gramos de peso las fuerzas máximas promedio de pellizco fueron 6.3N, 7.2N, 7.6N, con un desplazamiento de 10 mm. 45 mm. 70mm. de diámetro. El costo del proyecto como producto fue de S/. 1108.00.

Palabras claves: Exoguante mecánico, comando de voz, actuador, cabrestante.

Abstract

The main objective of this thesis is to determine design specifications of a mechanical exogant for rehabilitation assistance of patients with motor insufficiency in their hands.

The design needs were obtained through interviews with professionals in physical therapy. By means of a morphological matrix, an optimal concept was selected through weighted criteria. For an adequate selection of the components, the configuration design and detailed engineering was applied to the selected concept. The actuator winch was analyzed in the SolidWorks simulation software, obtaining the safety factor through Von Misses efforts. The material of the exogant evaluated was chamois leather, for its flexibility and mechanical resistance. For the actuator drive system was selected the voice module ELECHOUSE V3 as variable input, this module was connected to the Arduino UNO microcontroller.

In order to validate the operation and grip of the mechanical Exoguante, experimental tests were performed on two subjects who suffered LCAs, managing to hold objects of 6 grams, 92 grams and 344 grams of weight the maximum average pinch forces were 6.3 N, 7.2 N, 7.6N, with a displacement of 10 mm. 45 mm. 70mm. diameter. The cost of the project as a product was S/. 1108.00.

Keywords: Mechanical exogant, voice command, actuator, winch.

I. INTRODUCCION

La organización mundial de la salud menciona que la cantidad de personas que padecen de alguna clase de discapacidad representa el 15% de la población mundial, este número es aproximadamente más de mil millones de personas. Toda persona discapacitada tiene necesidad de salud, por lo tanto, deben contar con los servicios de asistencia sanitaria básicos (Organización Mundial de la Salud, 2018).

Entre el 15 y 30% de las personas que padecen Accidente Cerebrovascular (ACV), resultan con discapacidad física (ANGULO & ULLOA, 2019), la disfunción motora en las manos limita al individuo su capacidad e independencia. La vida diaria está comprometida a la motricidad de la mano. Los pacientes con deterioro de la función de la mano deben someterse a terapia física. Esto se realiza para mejorar las funciones de la mano, en términos de rango de movimiento y fuerza. Con el fin de contribuir el proceso de rehabilitación (HONG KAI, 2017).

En los últimos años , se desarrollaron diversos dispositivos y mecanismos para ayudar a la rehabilitación (GONÇALVES, 2019). La mano es un miembro muy importante del cuerpo, para desarrollar actividades de la vida diaria por esa razón muchos investigadores han desarrollado exoesqueletos robóticos para manos con el fin de mejorar su función motora, mediante mecanismos que permiten al paciente abrir y cerrar la mano (KANG, 2016).

Sin embargo, el Perú no es ajeno a esta realidad, según el resultado de los Censos Nacionales, alrededor de 3 millones 51 mil 612 personas sufren algún tipo de discapacidad estos resultados representan el 10,4% del total de la población del país. Dentro de esta población con discapacidad, el 15,1% presenta limitaciones para caminar o moverse (INEI, 2018). Es por ello la necesidad de diseñar mecanismos que contribuyan con la rehabilitación y la calidad de vida de las personas que padecen discapacidad en los miembros superiores e inferiores.

Según los estudios previamente mencionados, y el porcentaje de personas con discapacidad en nuestra región (INEI, 2018), surge la necesidad de diseñar

mecanismos o exoesqueletos, para las manos. Que permitan mejorar la rehabilitación y recuperar la autonomía a las personas afectadas. Resulta de especial interés realizar un estudio basado en el diseño de exoesqueletos para miembros superiores.

Por lo tanto, surge la interrogante ¿cómo podemos coadyubar la movilidad motora de las manos, de personas que sufren incapacidad de miembros superiores?

Al identificar el incremento de personas con incapacidad en los miembros superiores, se abre la posibilidad de realizar un estudio para contribuir en este campo diseñando un exoguante mecánico, como respaldo para la funcionalidad de las manos en personas con discapacidad de miembros superiores.

Como objetivo general

- Determinar especificaciones de diseño de Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

Objetivos específicos

- Aplicación de instrumentos de recolección de datos a profesionales en fisioterapia.
- Determinar el diseño conceptual y exigencias de diseño
- Evaluación de las propuestas y determinación de la mejor propuesta mediante una matriz morfológica.
 - Criterios e indicadores para la selección.
- Modelamiento del exoguante e ingeniería de detalle con la mejor propuesta
 - Selección del actuador y sistema de transmisión mecánica.
 - Selección de los sistemas de control electrónico.
 - Selección del material.
- Pruebas de experimentación del exoguante mecánico.
 - Validación de las fuerzas de pellizco generadas por el actuador.
- Elaboración de manual de instalación y operación.
- Evaluación económica.

Este diseño servirá como base para la construcción y modelamiento de exoguantes, mediante elementos mecánicos y sistema de control electrónico, ayude en la función motora de la mano, permitiendo significativamente al usuario realizar sus actividades básicas y cotidianas, donde implique actividades manuales.

II. MARCO TEÓRICO

Debido a esta necesidad se pesquiso diversos estudios sobre mecanismos que ayuden a la rehabilitación de miembro superior. CORMAN ARMAS, (2016) realizó una investigación en el que diseño un exoesqueleto para mano, utilizando un prototipo realizado en una impresora 3D con un peso de 250 gramos, para la flexión de los dedos utilizó alambre de 0.25 milímetros de diámetro de flexinol, que es un polímero electro activo (EAP) formado de una aleación de níquel y titanio (BAR-COHEN, 2004). Para excitar el flexinol aplicaron corriente entre 500 a 700 miliamperios para el movimiento de los dedos pulgar e índice. En las pruebas que se realizaron en el diseño se obtuvo que aplicando un peso de 100 gramos en el dedo pulgar el tiempo de respuesta de flexión completa es de 1.8 segundos y aplicando un peso de 200 gramos en el dedo índice el tiempo de retardo es de 2.7 segundos.

Luego BYUNGCHUL et al., (2020) en su estudio realizaron un guante robótico Exo-index, para controlar el dedo índice de la mano. Para el control de movimiento se utilizaron 3 cables de que cumplían a la función de tendón, dos cables conectados en el lado palmar denominados MCP-flexor y whole- flexor y un cable ubicado en el lado dorsal de la mano denominado extensor completo. Para la determinación de la cinemática de movimiento, orientación y posición, ubicaron 12 sensores marcadores en el dedo índice, otros 2 fueron ubicados en el dedo pulgar. Luego se midió el ángulo de la articulación de dedo índice incrementando gradualmente la tensión de los cables entre el 0%, 33%, 66% y 100%, obteniendo una resolución de tensión en la cuerda de 0.004 Newton – 0.2 Newton, por lo que utilizaron 3 motores actuadores, controlados por una tarjeta electrónica (MC5004P, FAULHABER) a 20 mili segundos. Lograron establecer 3 posturas de agarre según la forma del objeto (véase anexo 1).

CISNAL et al., (2020) realizaron un estudio y desarrollaron un prototipo electromecánico que se fija a la mano, para proporcionar asistencia a pacientes con incapacidad de movilidad en las manos, se diseñó una estructura mecánica compuesta por cinco subconjuntos de ocho piezas por cada dedo, cada subconjunto fue sujeta a una placa base, la transmisión de fuerza lo realiza una pieza intermedia del

subconjunto conectado al vástago de un mini actuador eléctrico, que permite la movilidad de los dedos. también se determinó el ángulo y la velocidad angular de las articulaciones de cada dedo en función de la longitud del vástago del actuador, para el algoritmo de funcionamiento utilizaron el software Robohand mediante la interfaz electrónica Arduino. Como resultado del estudio se desarrolló algoritmos para que el paciente pueda realizar los ejercicios de rehabilitación y terapias basados en la repetición de movimientos como, flexión y extensión de los dedos de manera individual.

SUNG SIK et al., (2017) en su artículo científico diseñaron y construyeron un prototipo en forma de guante para asistencia a personas con discapacidad motora en las manos. Para el movimiento de los dedos desarrollaron módulos de silicona que cumplen la función de actuadores neumáticos, permitiendo una curvatura de los dedos al momento de inyectar aire a los módulos por medio de una manguera. La tasa de deformación de cada módulo supera el 300% cuando el dedo llega a 90° por lo cual construyeron una cubierta rígida según el tamaño de los dedos. el abastecimiento de aire lo realizan 3 mini compresores conectados en serie controlados por un sistema electrónico, los resultados de las pruebas fueron que el prototipo permite sujetar un cilindro de 500 gramos y 1 kilogramo con 5 centímetros de diámetro durante 3 y 12 segundos, respectivamente, y cilindros del mismo peso, pero con un diámetro de 75mm durante 1 y 8 segundos (véase anexo 2).

También KANG et al., (2016) realizaron un estudio sobre el diseño de un exoguante de polímero, para paciente con insuficiencia motora de las manos, los elementos que conformaron el guante fueron construidos en polímero de silicona. Para la movilidad de los dedos modelaron piezas de teflón de 14 y 19 milímetros con vías tipo tubo para atravesar hilo de acero, estos fueron ubicados en cada falange. El hilo de acero cumplió la función de tendón, que se ubicaba en la parte palmar y el dorso de los dedos. La unidad de accionamiento consistió en 2 actuadores de 24 voltios, un actuador para el movimiento flexor y extensor del dedo pulgar y el segundo actuador para la flexionar y extender del dedo índice y dedo medio. Los actuadores fueron controlados por una tarjeta electrónica TMS320F2808 de Texas Instruments, además

para la codificación aplicaron el software Matlab y simulink, los resultados experimentales que obtuvieron para la fuerza de agarrare fueron para un cilindro de 50 milímetros de diámetro 20.4 Newton, cilindro de 75 milímetros 29.5 Newton y para cilindro de 100 milímetros de diámetro 18.8 Newton.

Para el estudio del control del exogantes es importante saber el **análisis de la biomecánica de la mano**. La configuración de la mano humana es el elemento diferenciador a comparación del resto de los animales, la mano humana tiene la capacidad para realizar actividades como la manipulación de objetos (SANCHO-BRU, 2000).

El control de los movimientos de la mano se realiza por la acción de los sistemas musculares y tendones, la acción de abrir y cerrar la mano se debe gracias a los músculos extensores. Por el dorso de la muñeca pasan los cuatro tendones extensores de los dedos traspasando por una vaina sinovial (Drake, 2015), luego continúan su recorrido a través del dorso de la falange. En la parte final de la falange proximal los tendones extensores se dividen en dos y se mantienen unidos a los músculos intrínsecos ver Figura 1 (CAILLIET, 2006)

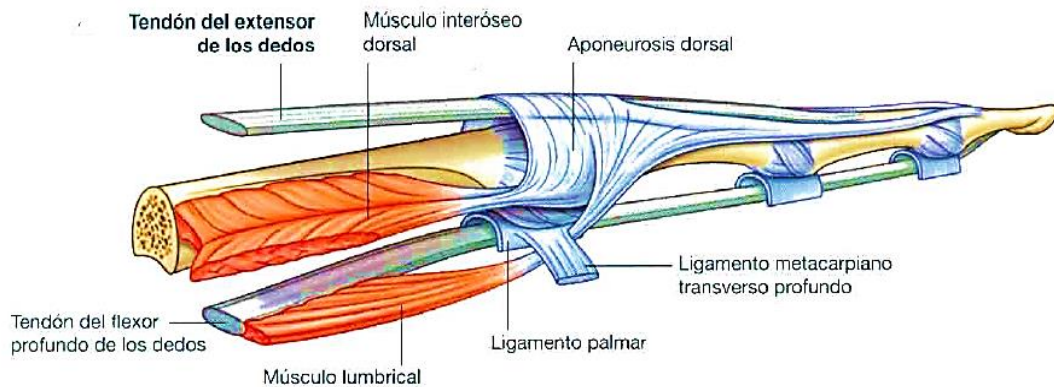


Figura 1: Disposición de los tendones en los dedos (DRAKE, 2015). Los tendones extensor y flexor permiten la movilidad del dedo

Los dedos pueden realizar diferentes combinaciones de movimientos gracias a las articulaciones. En cada mano existen catorce falanges, dos falanges ubicados en el pulgar y tres falanges ubicados en cada uno de los cuatro dedos restantes. Las articulaciones interfalángicas cumplen la función de bisagra permitiendo la flexión y extensión. El rango de movimiento de la articulación metacarpofalángica es de 90 a 100 grados, así mismo la articulación interfalángica proximal posee de 110 a 130 grados, luego la interfalángica distal posee una media de 45 a 90 grados, como se aprecia en la Figura 2 (CAILLIET, 2006).

La extensión en el dedo pulgar consiste en el alejamiento radial del dedo índice, la flexión consiste en el movimiento de alejamiento de la palma hacia el lado cubital. además, el metacarpiano abducido se flexiona y gira hacia el dedo meñique.

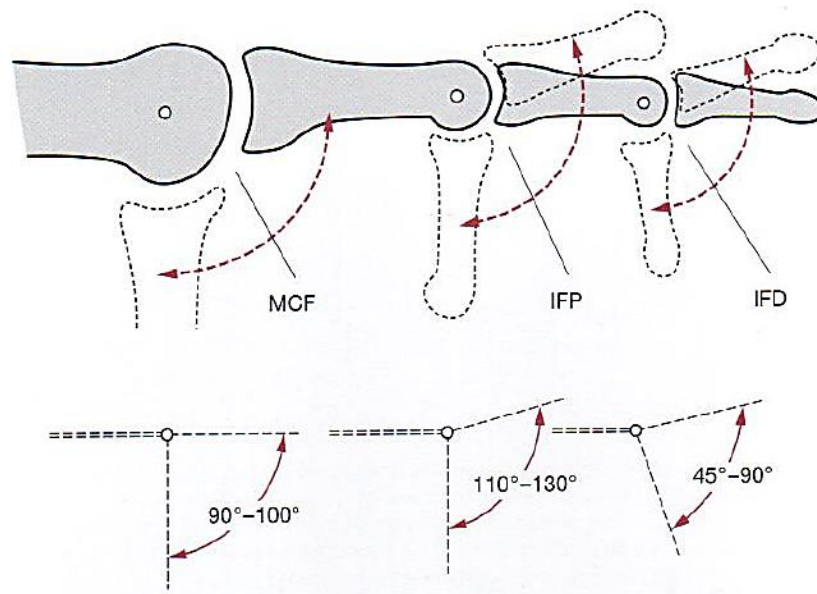


Figura 2: rango de movimiento interfalángico, interfalángico proximal (IFP), interfalángico distal (IFD), metacarpofalángica (MCF) (CAILLIET, 2006).

La **fuerza en los dedos** es un dato muy importante para este estudio. Estos datos recopilaremos de un estudio científico realizado en **Institute for Applied Computer Science** de Alemania, en cual midieron la fuerza por medio de veinte sensores ubicados en la mano ver Figura 3 (KARGOV, 2004).

Realizaron pruebas sujetando un objeto cilíndrico de 57 milímetros de diámetro y 522 gramos de peso. Tomaron las mediciones de cada falange y el ángulo utilizando un transportador, de tal manera que se podía calcular el par de torsión (KARGOV, 2004).

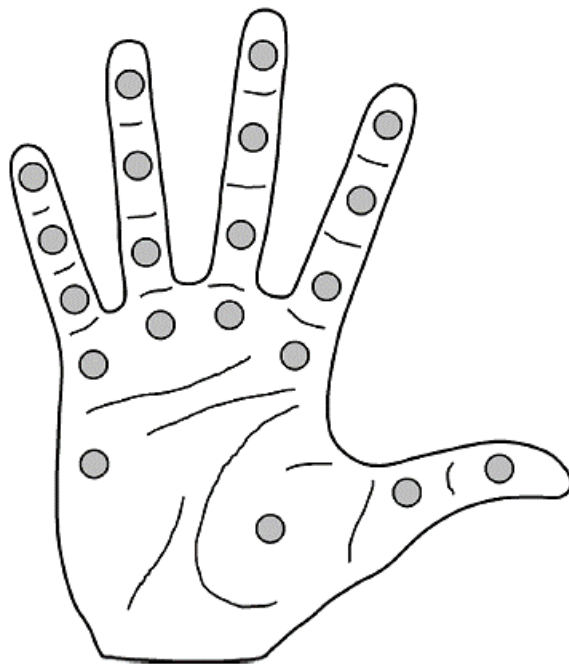


Figura 3. veinte posiciones de sensores para medición de la fuerza de contacto (KARGOV, 2004)

Los resultados de las fuerzas de agarre promedio son de 0,8 Newton, la fuerza de máxima contacto medida es 3,8 Newton en la falange proximal del índice. Además, las fuerzas promedio más altos se encuentran en la falange distal de los dedos medio, anular, y el pulgar, verificar en la Tabla 1.

Tabla 1 registro de fuerzas de la mano humana en expresado en Newton (KARGOV, 2004)

FUERZAS EN LA MANO	
Fuerza promedio (N)	0.8 (0.7)
Fuerza máxima (N)	3.8
Sumatoria de fuerzas (N)	16.7
Fuerza en la yema de los dedos (N)	6.3

Para el diseño del mecanismo de control del exoguante es importante saber el torque que ejercen las falanges en cada dedo, estos datos lo podemos observar la

Tabla 2. Este registro se realizó con un objeto cilíndrico de 57 milímetros de diámetro.

Tabla 2 torques de las articulaciones metacarpofalángicas (MP). Articulaciones interfalángicas proximales (PIP), articulaciones interfalángicas distales (DIP), articulaciones interfalángicas del pulgar (IP) (KARGOV. 2004).

Dedo	Articulación	Mano humana (Nm)
Pulgar	metacarpofalángicas	0.08
	interfalángicas del pulgar	0.02
Índice	metacarpofalángicas	0.09
	interfalángicas proximales	0.05
	interfalángicas distales	0.1
Medio	metacarpofalángicas	0.11
	interfalángicas proximales	0.07
	interfalángicas distales	0.02
Anular	metacarpofalángicas	0.08
	interfalángicas proximales	0.06
	interfalángicas distales	0.02
Meñique	metacarpofalángicas	0.04
	interfalángicas proximales	0.02
	interfalángicas distales	0.01

El actuador proporciona la fuerza mecánica hacia el sistema de transmisión, provocando una tensión mecánica en las cuerdas tendón. Los motores eléctricos de corriente continua, se utilizan para el accionamiento mecánico de dispositivos robóticos, para amortiguar la tensión en el motor se utiliza un sistema de cabrestante (HYUNKI et al., 2012).

El motor rebobina la cuerda (tendón), el freno del cabrestante gira libremente sin proporcionar fuerza de frenado como se muestra en la Figura 4.

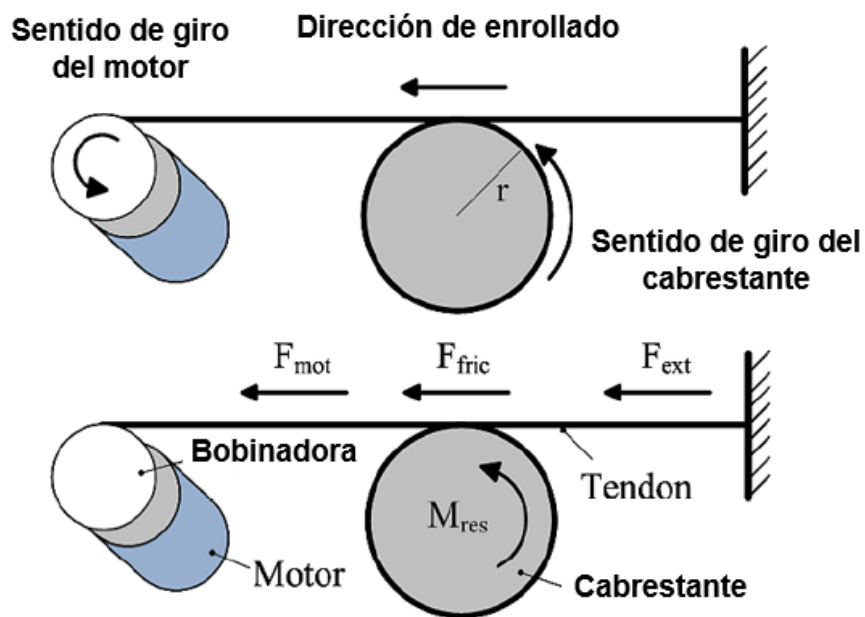


Figura 4 esquema del conjunto de mecanismos del actuador, la fuerza de tensión en el motor es igual a la sumatoria de la fuerza de fricción y la fuerza externa (HYUNKI et al., 2012)

$$\text{Ecuación 1} \dots \dots \dots F_{fricción} = \frac{M_{resultante}}{r}$$

$$\text{Ecuación 2} \dots \dots \dots F_{motor} = \frac{M_{resultante}}{r} = F_{externa}$$

III. METODOLOGIA

3.1. Tipo y diseño de investigación

3.1.1. Tipo de investigación: Aplicada

La investigación es aplicada; porque se aplica y valida un nuevo concepto del conocimiento, con aplicación a los problemas de la sociedad (SANCHEZ, 2018).

Para nuestra investigación se aplicará este método a pacientes con discapacidad motora en las manos.

3.1.2. Diseño de la investigación: Experimental

Según Palella & Martins, (2017) el diseño experimental es cuando el investigador o investigadores, pueden manipular una variable experimental no comprobada, bajo condiciones controladas. El objetivo es describir y por qué de la causa que se produce o puede producir un fenómeno.

La presente investigación se considera de diseño experimental, debido a que se diseñara y realizara pruebas mediante experimentos, para comprobar que los cálculos de diseño, se ajusten a la realidad. Aplicado a personas con insuficiencia motora en las manos.

3.2. Categorías, Subcategorías y matriz de categorización

Variable para el diseño del actuador

En la Figura 5 se muestra la caja negra donde se ubican las variables.

Parámetros:

- Material del tambor o cabrestante del actuador mecánico.
- Momentos y torques: obtenido de la recopilación de datos.

Variabes de diseño:

- Diámetro del tambor cabrestante.
- Longitud del tambor.
- Torque.

VARIABLES DE SOLUCIÓN:

- Aplicación de esfuerzo máximo (Von Mises), σ' (MPa)
- Factor de seguridad (FS)

VARIABLES INTERVINIENTES:

- Temperatura del ambiente (°C)

Variable para el diseño mecánico del guante

Parámetros de diseño:

- Resistencia del material.

Variable para el diseño del sistema de control

Las variables fueron ubicadas en una caja negra como se muestra en la Figura 6.

parámetros de diseño:

- Sistema de accionamiento.
- Lógica de programación.

VARIABLE DE SOLUCIÓN:

- Accionamiento por voz.
- Accionamiento por pulsador.
- Accionamiento mediante señales electromiográficas (EMG).
- Uso de microcontroladores.

VARIABLES INTERVINIENTES:

- Voltaje (V)
- Corriente (Amp)

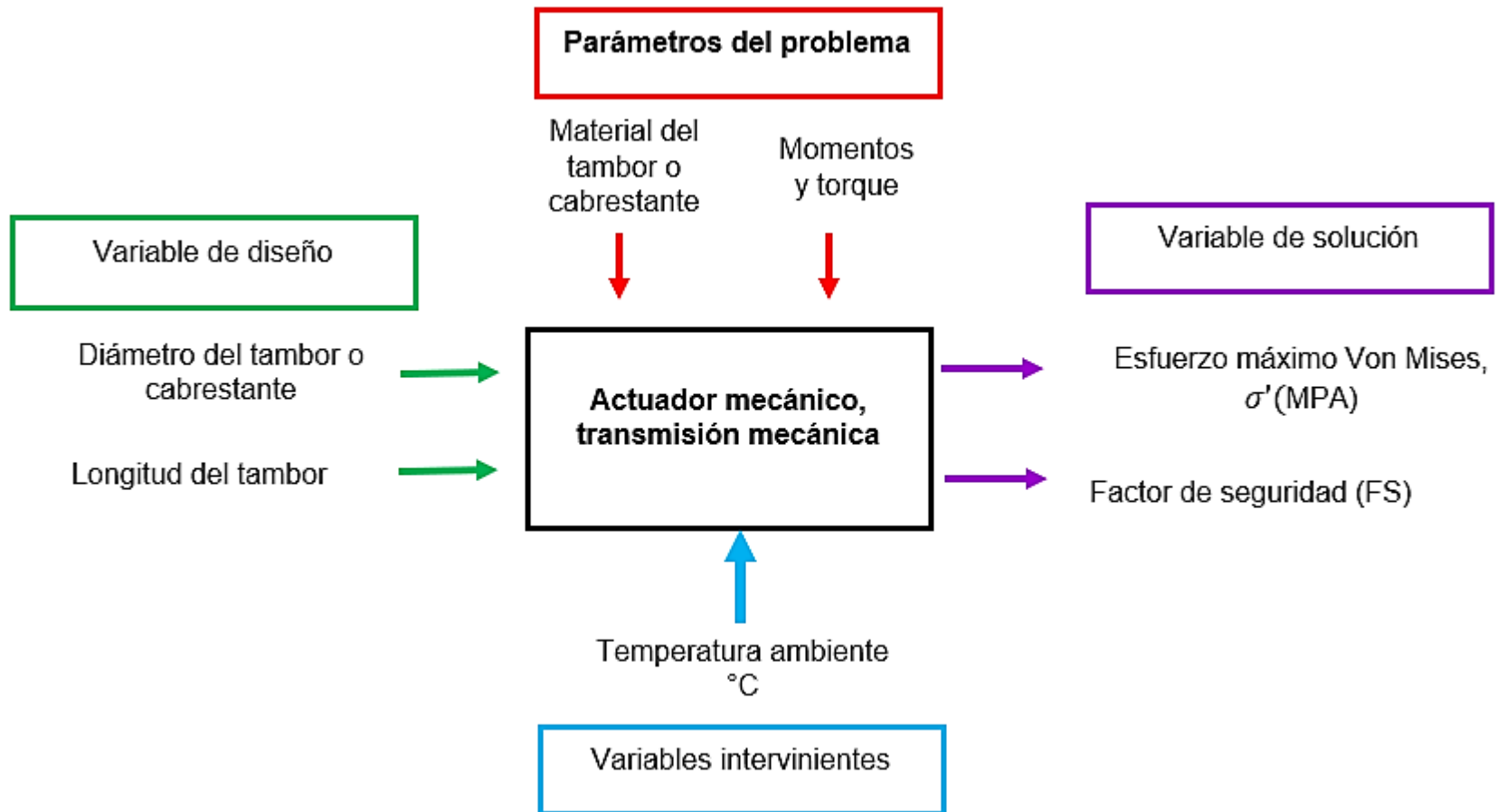


Figura 5:caja negra para el actuador mecánico y sistema de transmisión

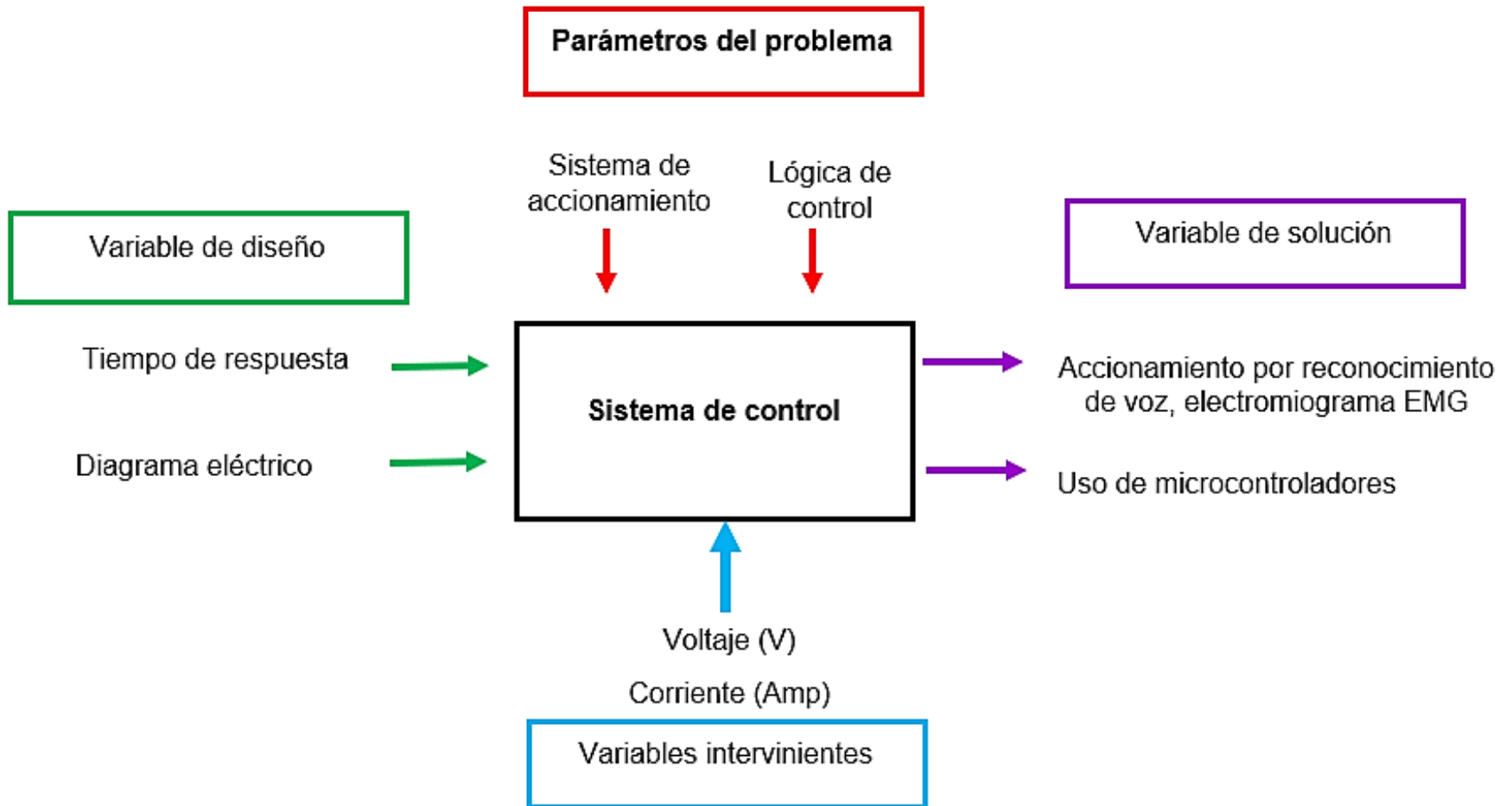


Figura 6: caja negra para el sistema de control electrónico

Tabla 3 Matriz de operacionalización de variables

VARIABLES DEL ESTUDIO		DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADORES	ESCALA DE MEDICIÓN
VARIABLE INDEPENDIENTE	Cargas en los dedos de la mano.	Son las fuerzas y momentos promedio en los dedos de la mano.	Análisis de las cargas en los dedos de la mano	Fuerzas y momentos	Razón
VARIABLE DEPENDIENTE	Actuador mecánico y sistema de transmisión	El actuador que potencia el exoguante está basado en cuerdas que cumplen la función de tendón para la extensión y flexión de los dedos (XILOYANNIS, 2016).	Selección del actuador que proporcione el torque suficiente para la tensión en las cuerdas de nylon.	Desplazamiento	Razón
	Diseño mecánico del guante	Un exoguante es un mecanismo que compensa la debilidad en las manos (XILOYANNIS, 2016). Aplicación del software Solid Works y Arduino	Resistencia mecánica. Material	Resistencia mecánica, material	
	Sistema de control	Conjunto de dispositivos electrónicos que intervienen en el funcionamiento del actuador a través de variables	Tiempo de operación en funcionamiento.	Variables de control % de precisión, voltios, amperios.	

3.3. Población y muestra

3.3.1. Población

En el presente estudio, la población está constituida por guantes mecánicos de rehabilitación para mano.

3.3.2. Muestra

La muestra está conformada por guante mecánicos accionados por hilo de acero tipo tendón.

3.3.3. Muestreo

Intencionada a conveniencia.

3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Tabla 4: cuadro de técnicas e instrumentos

TECNICAS	INTRUMENTOS y VALIDACIÓN
Entrevista: La entrevista la ejecutamos con la finalidad de obtener la información necesaria, obteniendo respuestas claras y precisas que ayudaron a la construcción y creación de ideas las cuales ejecutamos en esta investigación. (más detalles se observan en la sección anexos)	Guía de entrevista: A través de la guía de entrevista se interactuó y dialogó directamente con especialistas en rehabilitación física, donde ellos plasmaran sus ideas, opiniones.
Validación: La validez de la ficha de la guía de entrevista será ejecutada por profesionales conocedores del tema.	

3.5. Procedimiento

Para la implementación de exoguante mecánico se realizará lo siguiente:

- a) **Se aplicará de instrumentos de recolección** de datos a profesionales de la salud (fisioterapia), para conocer las necesidades, requerimientos, para el exoguante mecánico.
- b) **Determinación de las exigencias de diseño** según los resultados de los instrumentos de recolección de datos realizado a profesionales en Fisioterapia
- c) **Se construirá una matriz morfológica** de las posibles soluciones, eligiendo la mejor propuesta.
- d) **Modelamiento de los componentes del exoguante con la mejor propuesta.** Para ello se aplicará el programa SolidWorks.
- e) **Realizar la ingeniería de detalle.** Este procedimiento se aplicará los cálculos que nos permitirán la selección del actuador, sistema de transmisión mecánica, selección de los sistemas de control electrónico y selección del material.
- f) **Pruebas de experimentación del exoguante mecánico.** Este procedimiento lo realizaremos en pacientes con deficiencia motora en las manos, bajo el consentimiento de cada uno de ellos.
- g) **Elaboración de manual de instalación y operación.** Se describirá el procedimiento para el uso del exoguante.
- h) **Evaluación económica.** Se detallará los gastos de inversión de la construcción del prototipo.

3.6. Método de análisis de información

Los datos se obtuvieron mediante una ficha de entrevista, donde se detallaron los requerimientos para el diseño y funcionamiento del exoguante mecánico con la finalidad de brindar una alternativa de solución al problema.

se muestra una tabla con los requerimientos obtenidos de la ficha de entrevista, a partir de ello se propuso el diseño para el exoguante mecánico.

3.7. Aspectos éticos

Tabla 5: aspectos éticos.

Originalidad	La información mostrada en el presente estudio se encuentra debidamente citadas, y referenciadas.
Objetividad	El presente estudio estará fundamentado en conocimientos teóricos y experimentales.
Privacidad	No se revelará la identidad (nombres) de los participantes en las pruebas experimentales, debido a que toda persona tiene derecho a la protección de sus datos personales.
Consentimiento	Los datos recopilados, como reporte fotográfico, video, cuestionarios y las pruebas experimentales del exoguante, se realizará bajo el consentimiento de los participantes.

IV. RESULTADOS

4.1. **Aplicación de instrumentos de recolección de datos a profesionales de la salud**

Para identificar las necesidades de diseño se aplicó entrevista a profesionales de la salud relacionados a Fisioterapia y rehabilitación (ver ANEXO 5), basado en sistema de accionamiento, fuerza de prensión, peso del dispositivo. Los resultados de la entrevista se muestran en la Tabla 6

Tabla 6: entrevista realizada a cuatro profesionales en fisioterapia y rehabilitación.

Entrevistado	Patricia Chacón Melo (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Pilar Manrique Márquez (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Rufina Huacarpuma (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Verónica Meléndez (técnica en fisioterapia y rehabilitación)
1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejía en las manos? (según el progreso del paciente)	De 5 gramos a 500 gramos	De 10 gramos a 500 gramos	De 5 gramo a 500 gramos	De 5 a 500 gramos
2. ¿Cuál de los cinco dedos de la mano son de mayor trabajo y ejercen mayor fuerza?	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio
3. ¿El paciente presenta control sobre los músculos en algunas áreas del brazo o el antebrazo?	No, depende del caso.	No, solo en algunos casos	No, porque se encuentra contraído	No, dependiendo del progreso de la rehabilitación
4. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?	Por reconocimiento de voz	Por reconocimiento de voz	Por reconocimiento de voz	Por reconocimiento de voz
5. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?	En la espalda como una mochila, menor de 3 kilogramos	En la espalda como una mochila, en la cintura como canguro y en la silla de ruedas, menor a 2 kilogramos	En la cintura como canguro, en la silla de ruedas, menor a 3 kilogramos	En la espalda como mochila, en la cintura como canguro y en la silla de ruedas, menor a 3 kilogramos

4.2. Determinación de las exigencias de diseño

Utilizando la información recolectada en las entrevistas, se obtuvieron los rangos deseables de las características del exoguante mecánico, las cuales se condensan en la Tabla 7.

Tabla 7: exigencias para el diseño del exoguante mecánico

CARACTERISTICAS	FUNCIÓN	UNIDADES
Sistema de accionamiento	Reconocimiento de voz	-----
Peso de sujeción	De 5 gr. A 500 gr.	kilogramo
Peso de todo el sistema	De 1Kg. a 3Kg.	Kilogramo

4.3. Construcción de matriz morfológica en función a cuatro conceptos.

Se realizó cuatro conceptos luego de haber obtenido la información mediante los resultados de las entrevistas e investigaciones bibliográficas.

4.3.1. Concepto A: Exoguante mecánico con actuador tipo vástago y accionado por pulsador.

En este concepto el actuador mecánico está compuesto por un vástago tipo pistón que transmite fuerza mecánica hacia el cable, que permitirá extender y flexionar el guante según la posición deseada. Fue desarrollado por Park et al., (2016).

Tabla 8: ventajas y desventajas del Exoguante accionado por vástago

Ventajas	Desventajas
Alta precisión para sujetar objetos	Peso concentrado en el antebrazo
Mayor fuerza en transmisión mecánica	El tamaño de los mecanismos podría ser incómodo para el usuario

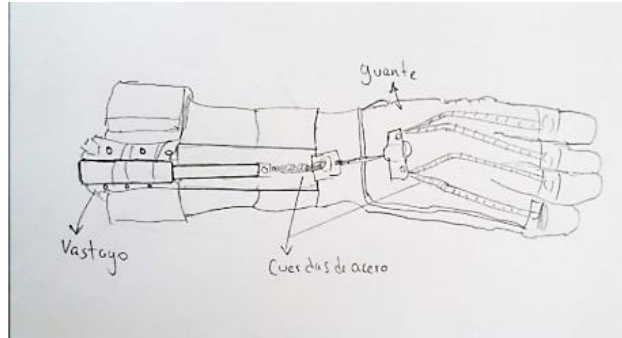


Figura 7: Exoguante mecánico accionado por vástago Park et al., (2016).

4.3.2. Concepto B: Exoguante mecánico con actuador cabrestante accionado por pulsador.

En este concepto el actuador mecánico este compuesto por un cabrestante instalado en un motor de 12 voltios, el cabrestante rebobina el cable de acero para extender y flexionar el guante., fue elaborado por KANG et al.(2016).

Tabla 9: ventajas y desventajas del Exoguante mecánico con actuador cabrestante.

Ventajas	Desventajas
Precisión en la sujeción de objetos.	Utiliza un pulsador para el accionamiento
Flexibilidad, menos peso y volumen.	-----

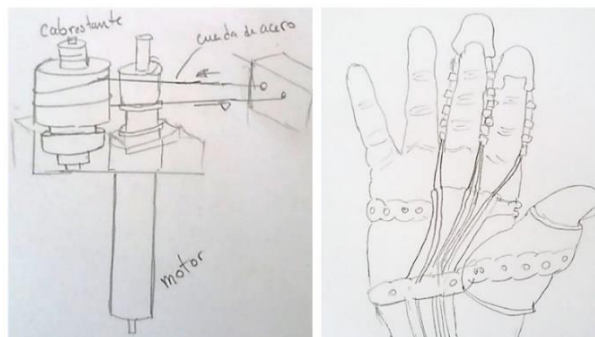


Figura 8: exoguante mecánico accionado por tendón driver

4.3.3. Concepto C: Exoguante mecánico de tendón accionado por reconocimiento de voz.

Este concepto consta de un actuador mecánico de cabrestante (malacate), un sistema de transmisión mecánica por cuerdas que cumplen la función de tendón, y un sistema de accionamiento de reconocimiento de voz (V3 ELECHOUSE). Este sistema permitirá al usuario enviar ordenes programadas mediante la voz.

Tabla 10: ventajas y desventajas del Exoguante accionado por reconocimiento de voz

Ventajas	Desventajas
Precisión a la sujeción de objetos	-----
Flexibilidad, menos peso y volumen.	-----
Accionamiento por voz.	-----
Facilidad en la usabilidad.	-----
Facilidad de construcción.	-----

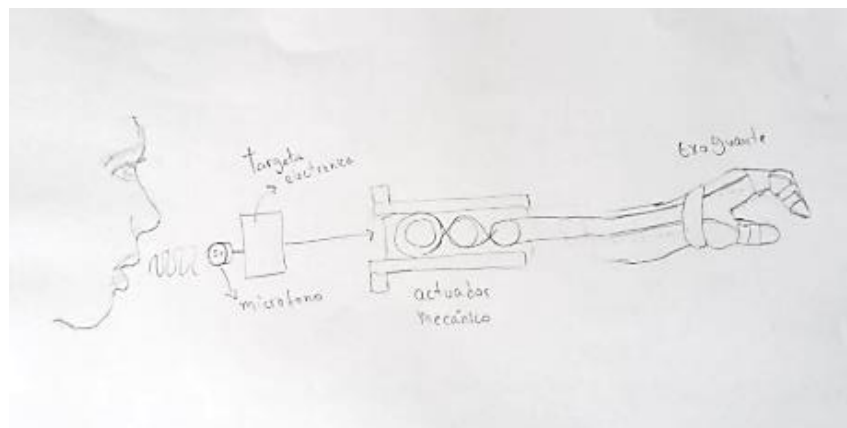


Figura 9: exoguante mecánico accionado con la voz.

4.3.4. Concepto D: Exoguante con actuador neumático.

En este concepto el guante consta de un grupo de mini compresores de aire, mangueras, electroválvulas y un sistema de control electrónico, los mini compresores alimentan de aire a los actuadores tipo manguera ubicados en la parte dorsal del guante, este se expande formando una curvatura para flexionar la mano, luego actuadores expulsan el aire permitiendo extender la mano, para su accionamiento el prototipo cuenta con pulsadores.

Tabla 11: ventajas y desventajas del actuador neumático.

Ventajas	Desventajas
Permite sujetar objetos de cualquier tamaño.	El tiempo de respuesta es muy prolongado.
Se amolda a la forma de la mano.	Ocupa mucho espacio en la mano
-----	los dispositivos electrónicos no son comerciales.
-----	Requiere de un pulsador para su accionamiento.

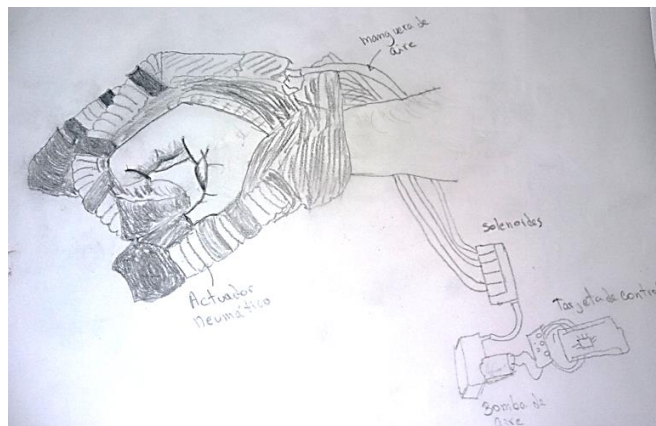


Figura 10: exoguante mecánico con actuador neumático

4.3.5. Criterios e indicadores para la selección

Facilidad de mantenimiento: Se consideró este criterio por la necesidad de realizar mantenimientos que no sean muy costosos el momento de su reparación.

Diseño: Se considera este criterio con el fin de verificar longitudes, espesores, y configuración de los elementos o piezas del exoguante, que sea factible su fabricación.

Facilidad de operación: Se tomó en cuenta para que el exoguante tenga la maniobrabilidad adecuada y sencilla para el uso del paciente.

Seguridad hacia la persona: Este criterio se toma en cuenta de acuerdo a la confianza que nos da el exoguante al realizar un ensayo seguro.

Costo: En este criterio nos permite evaluar los costos de la fabricación que refiere cada equipo.

Tamaño: este criterio nos permite tomar en cuenta las dimensiones que tendrá el exoguante.

Facilidad de construcción: el diseño del exoguante debe ser fácil de construir, los componentes deben ser comerciales en el mercado local.

Para cada uno de estos criterios se estima un valor porcentual como se muestra en la Tabla 12 y Tabla 13.

Tabla 12: tabla de indicadores.

INDICADORES	
PUNTUACION	EXPLICACION
0	Insatisfecho
1	Poco satisfecho
2	Satisfecho
3	Muy satisfecho

Tabla 13: Criterios porcentuales

CRITERIO	IMPORTANCIA
Facilidad de mantenimiento.	10%
Diseño.	5%
Facilidad de operación.	20%
Seguridad hacia la persona	25%
Costo.	10%
Tamaño	15%
Facilidad de construcción.	15%
Total.	100%

Tabla 14: Matriz de selección.

Criterio	Porcentaje	Concepto A		Concepto B		Concepto C		Concepto D	
		rango	ponderado	Rango	ponderado	rango	Ponderado	rango	ponderado
FACILIDAD DE MANTENIMIENTO	10%	1	0.1	3	0.3	3	0.3	1	0.1
DISEÑO	5%	2	0.1	2	0.1	2	0.1	1	0.05
FACILIDAD DE OPERACIÓN	20%	1	0.2	1	0.2	3	0.6	1	0.2
SEGURIDAD HACIA LA PERSONA	25%	1	0.25	3	0.75	3	0.75	2	0.5
COSTO	10%	1	0.1	2	0.2	3	0.3	1	0.1
TAMAÑO	15%	1	0.15	3	0.45	3	0.45	1	0.15
FACILIDAD DE CONSTRUCCION	15%	1	0.15	2	0.3	2	0.3	1	0.15
TOTAL	100%		1.05		2.3		2.8		1.25
Ranking		4 ^{to}		2 ^{do}		1 ^{ro}		3 ^{ro}	

Según los rangos colocados de 0 a 3, el CONCEPTO “C” resultó como ganador óptimo de acuerdo a la valoración de los criterios, obteniendo un calificativo ponderado de 2.8. por lo tanto, será la base para elaborar el diseño paramétrico.

4.3.6. Arquitectura del exoguante mecánico propuesta ganadora

A continuación, detalla el funcionamiento del exoguante mecánico.

El inicio del proceso lo realiza un interruptor que da paso de corriente desde fuente de alimentación de 12 voltios, luego los reguladores de tensión alimentan a las tarjetas electrónicas como: Arduino, módulo de reconocimiento de voz y el driver del actuador ver Figura 11.

Para el funcionamiento el usuario del exoguante enviara una orden de voz hacia el dispositivo V3, que está conectado a la tarjeta Arduino (previamente programado), el driver de actuador recibe señal de la tarjeta Arduino y acciona el actuador mecánico para realizar la acción del movimiento del Exoguantes.

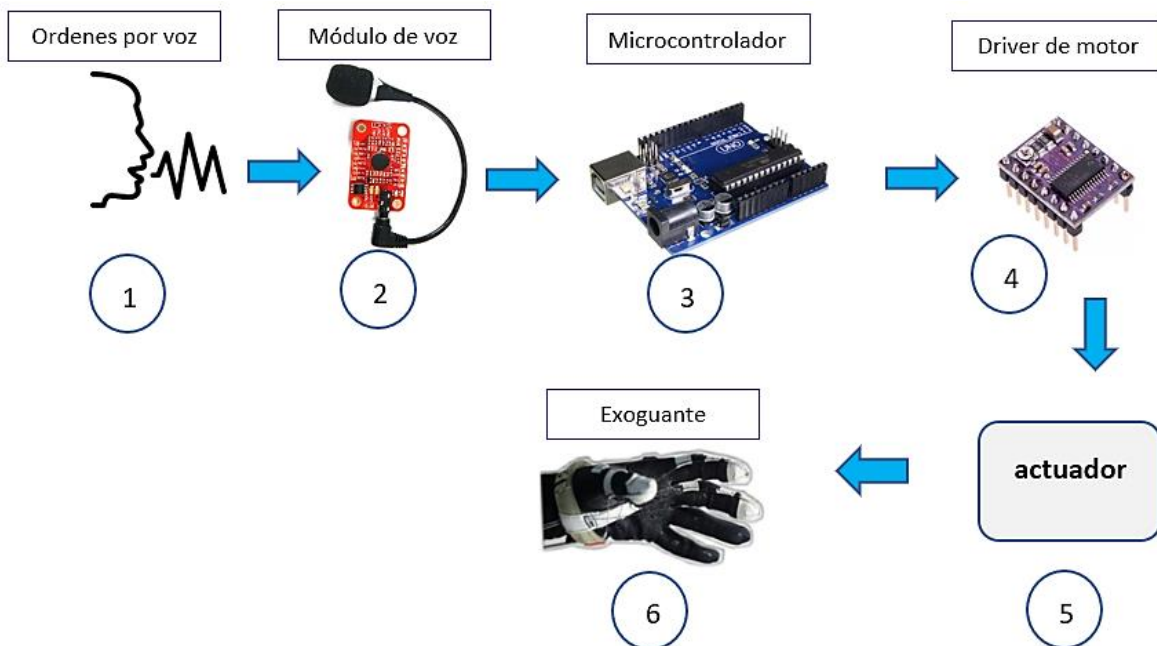


Figura 11: arquitectura de configuración del exoguante activado por voz (fuente propia)

4.4. Modelamiento del exoguante con la mejor propuesta

Para el modelamiento se hizo un análisis de stock en la localidad, de los materiales a utilizar en la integración de componentes del exoguante, luego se realizaron los cálculos geométricos de los elementos que conformaran en exoguante mecánico.

según las entrevistas realizadas a los especialistas en fisioterapia y rehabilitación el, peso de carga máximo será de 500 gramos, a raíz de este dato realizaremos el dimensionamiento del actuador, por lo que realizamos un diagrama de cuerpo libre (ELSAYED, 2014).

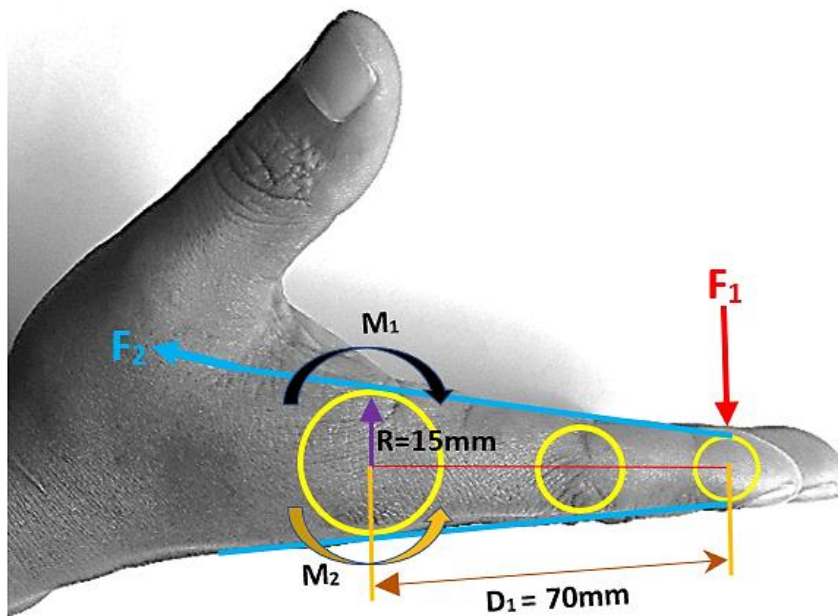


Figura 12: diagrama de cuerpo libre para hallar la fuerza requerida F_2 (fuente propia).

Ecuación 3..... $Momento = fuerza * distancia$

Ecuación 4..... $M = F * D$

Ecuación 5..... $F_1 * D_1 = F_2 * R$

Donde:

F_1 = es la fuerza ejercida en la interfalángica distal.

D_1 = la distancia desde la metacarpofalángica hasta la interfalángica distal.

F_2 = fuerza ejercida en la cuerda.

R = radio de la unión entre el metacarpofalángica y carpometacarpiana.

- Se tiene un peso $F_1 = 500$ gramos, convirtiendo a Newton.

$$\text{Ecuación 6} \dots\dots\dots F_1 = \frac{500gr * 1.0N}{101.97} = 4.903N$$

Entonces:

$$\text{Ecuación 7} \dots\dots\dots F_2 = \frac{F_1 * D_2}{R}$$

$$\text{Ecuación 8} \dots\dots\dots F_2 = \frac{4.903N * 70mm}{15mm} = 22.88N$$

Se seleccionará un actuador que ejerza una fuerza de tensión de 22.88 Newton.

4.4.1. Diseño mecánico del actuador y sistema de transmisión

Los elementos que conforman el actuador y sistema de transmisión son:

Motor de paso, cilindro cabrestante, rodamientos, soportes lateral y frontal, cuerda de nylon, funda flexible de acero (JEONG et al., 2017).

4.4.1.1. Selección de motor de paso

El motor de paso empleado para el actuador fue seleccionado según el resultado de la Ecuación 8, por el desempeño que cumplirá se eligió un motor de paso Nema 17 de 1.8 grados marca Primopal modelo PHB42S48-402, sus características se muestran en la Tabla 15 y en anexo 6.

Tabla 15: características del motor de paso Primopal modelo PHB42S48-402.

	Corriente	Resistencia	inductancia	Torque energizado	Peso
Modelo	A	Ω	mH	N*cm	gr.
PHB42S48-402	1.7	1.8	3.2	52	350

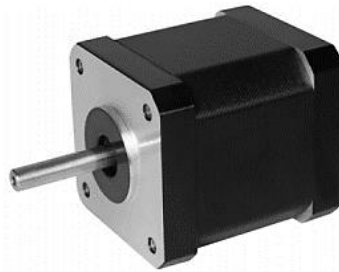


Figura 13: motor de paso Primopal modelo PHB42S48-402. (PRIMOPAL, 2012)

4.4.1.2. Diseño paramétrico del cabrestante

El motor de paso seleccionado tiene un torque de 52 N*cm por lo tanto se diseñó un cabrestante con un radio de 1 cm. Para conservar el torque generado por el motor de paso, el material elegido fue aluminio fundido 5052-H32, en el anexo7 se puede apreciar las dimensiones del cabrestante.

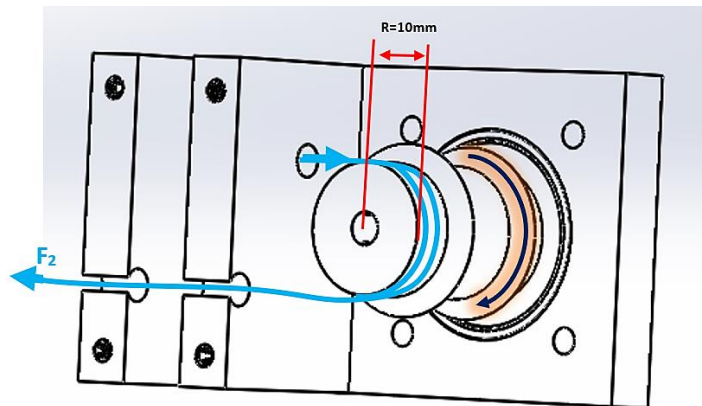


Figura 14: diagrama de fuerzas de tensión en el cabrestante (fuente propia)

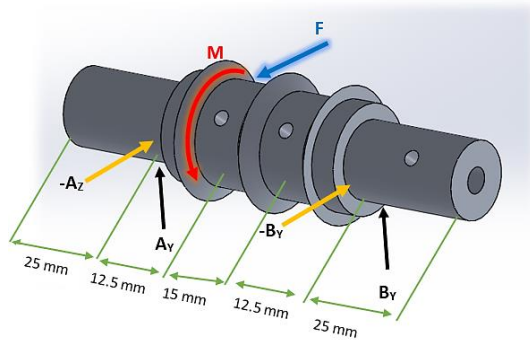


Figura 15: diagrama de cuerpo libre en el cabrestante (fuente propia).

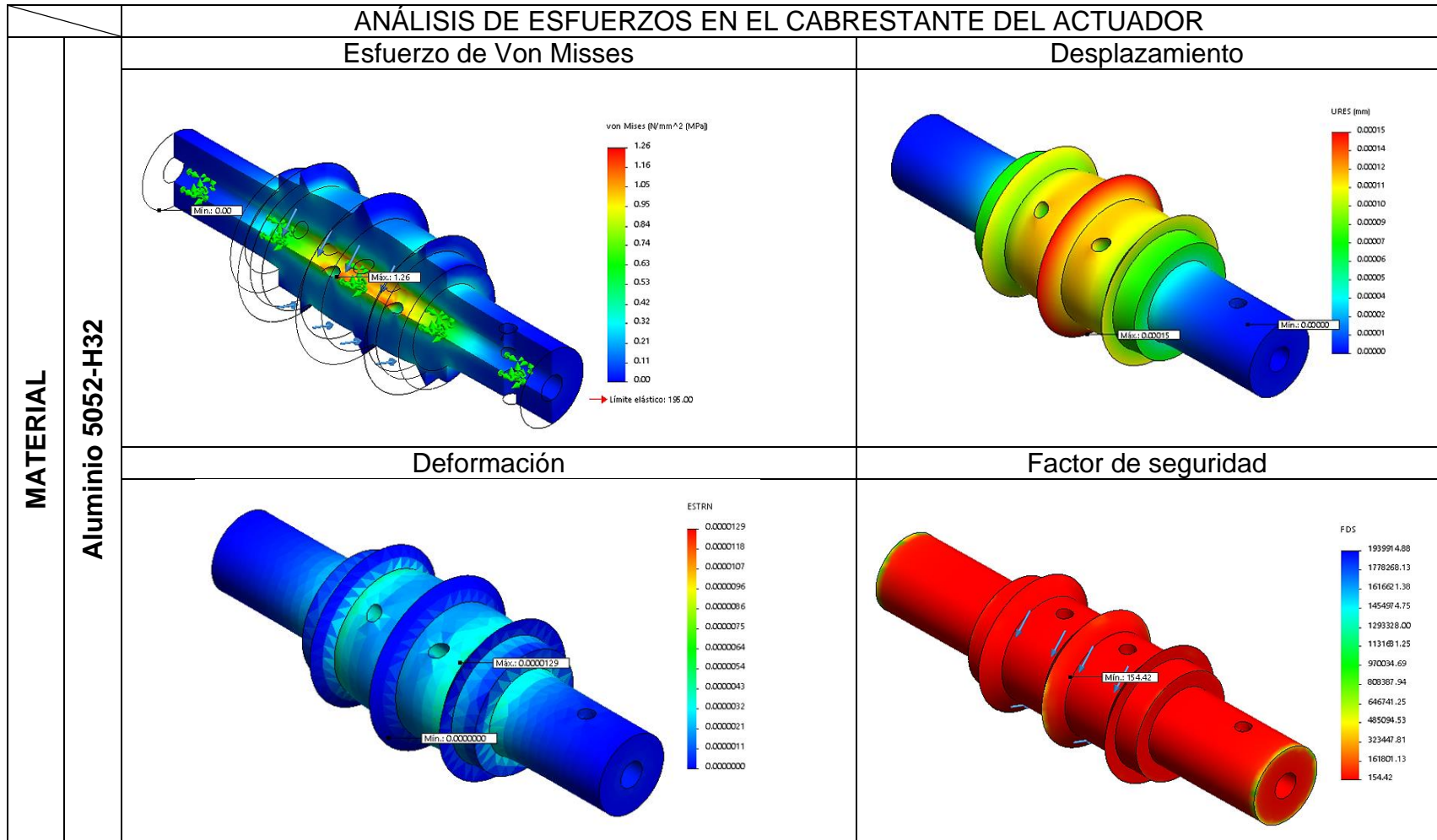
Como siguiente paso se realizó un análisis mediante en el software SolidWorks Simulation ubicando las cargas en distintos puntos de la pieza, luego se realizó el enmallado del dibujo.

El resultado de las simulaciones permitirá conocer los esfuerzos de Von Mises, desplazamientos resultantes, deformación unitaria y el factor de seguridad en el cabrestante del actuador mecánico; para la validación del análisis.

Tabla 16: variables para la simulación en SolidWorks Simulation.

	Nombre	Unidades	Rango
Parámetros	Material del cabrestante	Adimensional	Aluminio 5052-H32
	Fuerza tangencial	Newton	22.88
Variables de diseño	Diámetro del cabrestante (D)	Milímetros	20
	Longitud del cabrestante(L)	Milímetros	90
	Torque del sistema de transmisión (T)	Newton *metro	0.52
Variables de solución	Esfuerzo máximo de Von Mises (σ')	Mpa.	Por determinar
	Factor de seguridad (Fs)	Adimensional	Por determinar

Tabla 17: Matriz grafica para evaluar las variables de solución: Esfuerzo de Von Misses, desplazamiento, deformación y factor de seguridad FS.



De la simulación que se muestra en la Tabla 17, los valores máximos obtenidos son:

- Máximo esfuerzo de tensión de Von Misses 1.26 MPa.
- desplazamiento máximo resultante 0.00015 milímetros
- deformación unitaria máxima 0.0000129 milímetros
- Factor de seguridad FS=154.42

Con el valor obtenido de un alto factor de seguridad de 154.42 se puede asegurar que el cabrestante soportará a los esfuerzos que será sometido.

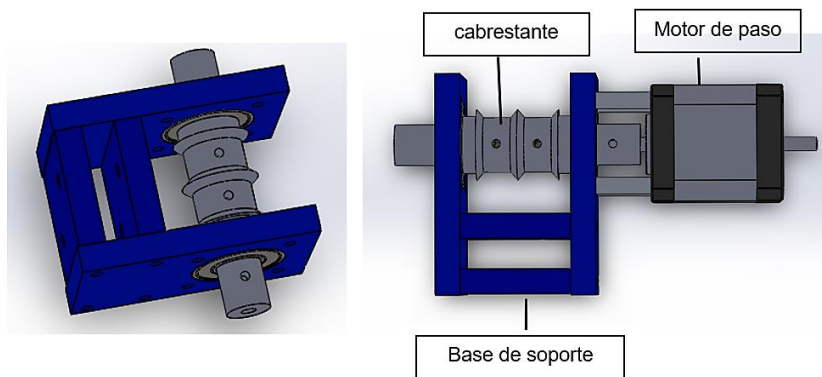


Figura 16: modelamiento final del actuador mecánico (fuente propia).

4.4.2. Sistema de transmisión

Está conformada por hilo de nylon marca ARATY de 1 milímetro, 0.5 milímetros de diámetro, este se ubicó dentro de una funda de acero flexible cubierto internamente de PVC como se muestra en la Figura 17, la ficha técnica se encuentra en el anexo 9.

Tabla 18: características del hilo de Nylon

Diámetro (milímetros)	Resistencia	
	libras	kilogramos
0.5	33.1	15.0
1	99.2	45.5

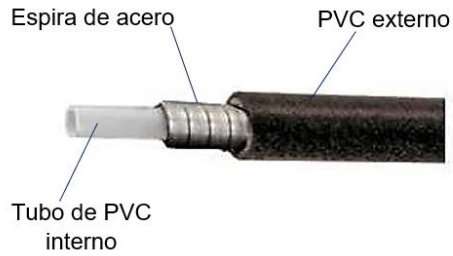


Figura 17: funda de cuerda de acero.

4.4.3. Selección de guante

Se consideró aplicar un guante de cuero badana como se muestra en la Figura 18, por su alta flexibilidad y resistencia mecánica según la norma EN 388 verificar Tabla 19.



Figura 18: guante de cuero badana. (fuente MAPA PROFESIONEL, 2016)

Tabla 19: características de la norma EN 338 para guante de cuero badana.

NIVELES DE PROTECCIÓN				
Test	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4
Resistencia a la abrasión (ciclos)	100	500	2000	800
Resistencia al corte – couptest (índice)	1.2	2.5	5.0	10.0
Resistencia al desgarró (Newton)	10	25	50	75
Resistencia a la perforación (Newton)	20	60	100	150

4.4.4. Configuración mecánica del exoguante

En la Figura 19 se observa la configuración de cortes realizados al guante de cuero badana para flexionar y extender la mano, el recorrido de la cuerda de nylon, será a través de unos ductos ubicados en la zona palmar y dorsal de la mano. M_1 , es el momento generado para realizar la acción de extender la mano, M_2 , es el momento que permitirá la flexión de la mano, T_1 y T_2 son la fuerza de tensión en el hilo de nylon.

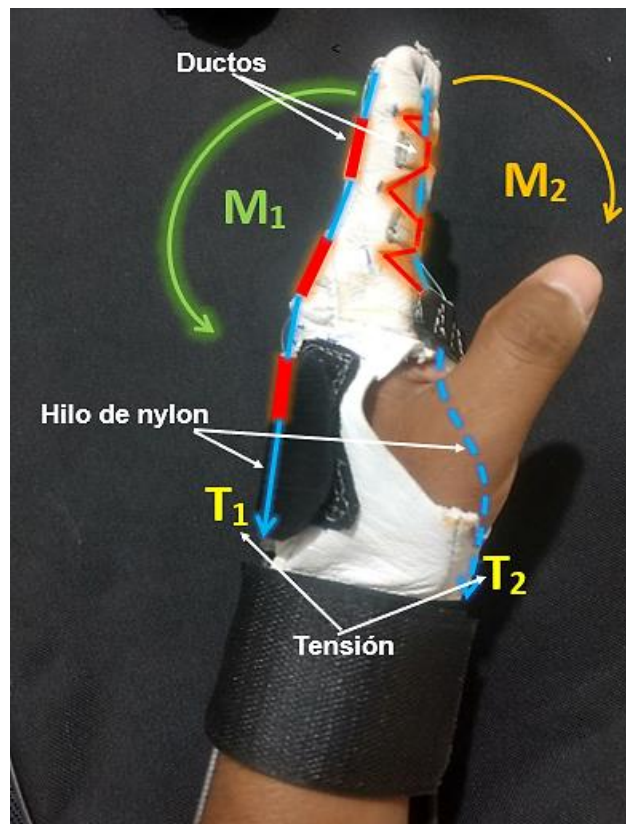


Figura 19: configuración mecánica del exoguante (fuente propia).

- En la Figura 20 se muestra la disposición final del exoguante donde las líneas verde y celeste representan al hilo de nylon ubicados en la zona palmar y dorsal de los dedos índice y medio.

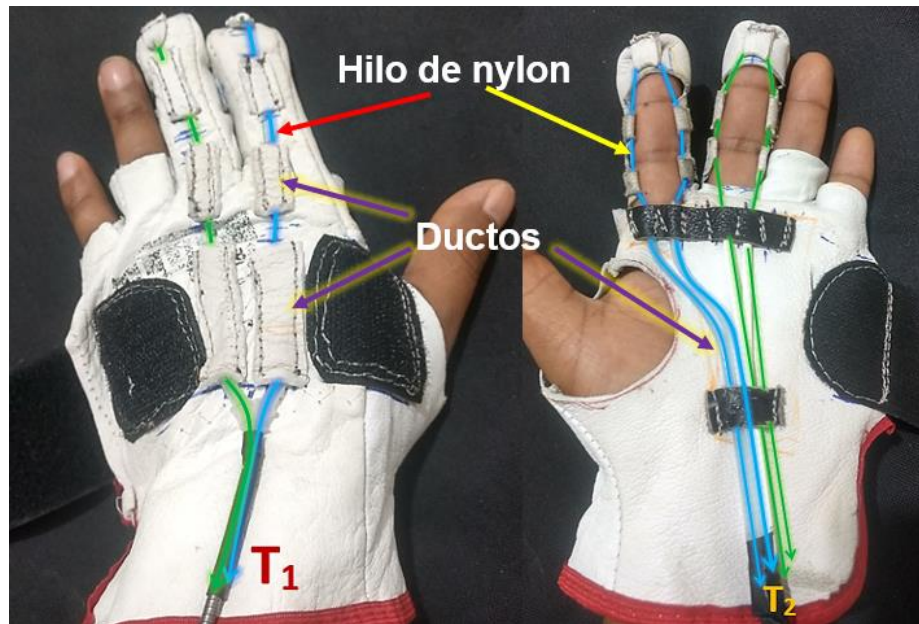


Figura 20. Ubicación de los ductos e hilo de nylon en la zona palmar y dorsal del exoguante (fuente propia).

4.5. Dispositivos electrónicos para el sistema de control

Según la arquitectura del exoguante mencionado anteriormente en la Figura 11 describiremos cada dispositivo de control electrónico.

4.5.1. Módulo de voz V3

Es una tarjeta electrónica diseñada por la empresa ELECHOUSE. Según el fabricante este módulo soporta 80 comandos de voz, pero al mismo tiempo pueden funcionar 7 comandos, su alimentación de 4.5 a 5.5 voltios y una corriente menor de 40 mili Amperios. El dispositivo se conecta a un micrófono electret mediante el conector jack de audio (ELECHOUSE, 2014).

Para el uso de este dispositivo de reconocimiento de voz, se requiere realizar un entrenamiento o configuración por lo que se debe emplear la librería vr sample train, luego se procede a grabar los comandos de voz mediante el monitor serial, a una velocidad de transmisión de 115200 baudios y seleccionar la opción newline como se muestra en el anexo10.

Para nuestro estudio conectamos en dispositivo a una placa de Arduino, donde insertaremos los comandos: abre, pequeño, mediano, grande y cerrar. Luego se procede a su entrenamiento a través de un micrófono que viene junto con el módulo V3, (OCAÑA, 2019) como se muestra en la Figura 21.



Figura 21 Modulo de voz V3
(Fuente ELECHOUSE 2014)

4.5.2. Arduino UNO

Arduino UNO es un dispositivo de código abierto, cuenta con un microcontrolador ATMEGA 328P y una memoria Flash de 32 KB. El voltaje de operación es de 5 voltios, cuenta con un conector hembra para su alimentación, que debe ser entre 7 a 12 voltios, la velocidad del reloj es de 16 MHZ. Para la programación de este dispositivo se requiere instalar el Software de Arduino cuya plataforma de programación es el lenguaje C. Para grabar los códigos al microcontrolador el dispositivo debe conectarse a la computadora, a través del puerto USB.



Figura 22: tarjeta electrónica Arduino Uno
(Fuente ARDUINO.CC 2020).

4.5.3. Driver de motor de paso A4988

El driver DRV8825 es un dispositivo que cuenta con dos controladores puente H y es ideal para el accionamiento de motores de paso bipolar. Puede suministrar una corriente máxima de 2.5 amperios o 1.75 amperios RMS, el rango de voltaje lógico es de 3.3 voltios a 5 voltios y el voltaje de potencia es de 8.2 a 45 voltios.

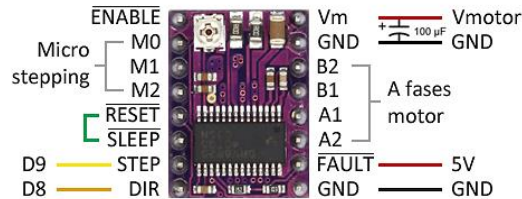


Figura 23: Driver para motor de paso DRV8825
(Fuente Texas Instruments 2014)

4.5.4. Diagrama de flujo

En la Figura 24 se muestra el diagrama de flujo para la programación de controlador Arduino UNO. La rutina de programación opera en un círculo de comandos enviados por el módulo de voz V3 previamente grabados.

Luego mediante el programa Arduino se declaran las variables para el control del motor de paso como se muestra en el anexo 6.

Al momento que el usuario declare un comando de voz a través del micrófono el módulo de voz V3 enviará una señal al microcontrolador Arduino UNO a través de los pines RX y TX. Para la acción de extender la mano se deberá mencionar la palabra "Abre", este comando, permitirá al actuador girar en el sentido antihorario hasta que un interruptor final de carrera NA envíe una señal para que se detenga.

Los comandos "pequeño, mediano, grande, cierra" permiten girar al actuador en sentido horario para realizar la acción de flexión de la mano, el ángulo giro del actuador se determinará según las pruebas experimentales que se realizan en la Tabla 23.

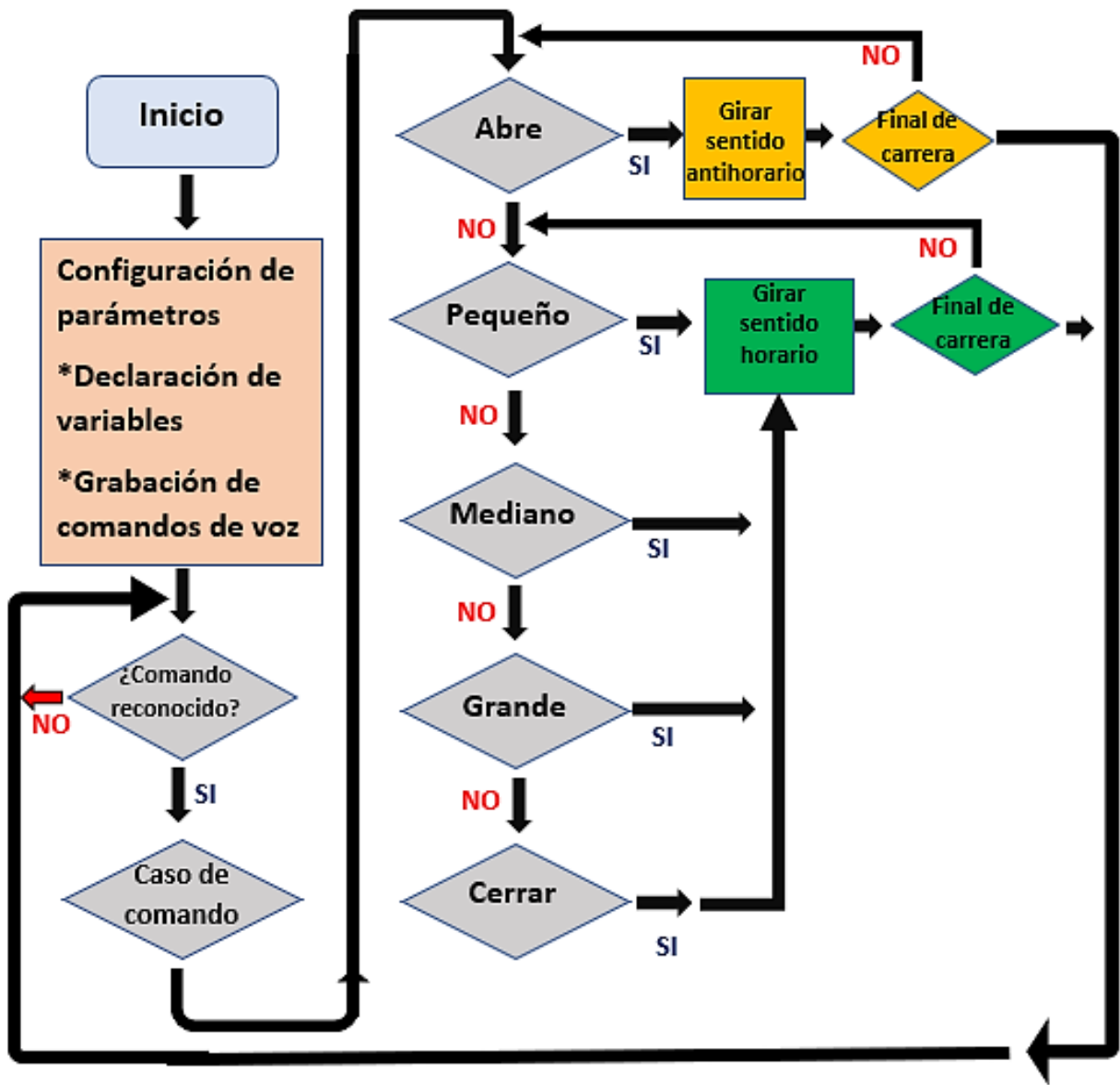


Figura 24 Diagrama de Flujo para el sistema de control
(Fuente propia).

4.5.5. Esquema de conexionado eléctrico

En la Figura 25 se muestra el conexionado previo para luego proceder a programar es muy importante respetar la dirección de los pines para evitar daños en los dispositivos electrónicos.

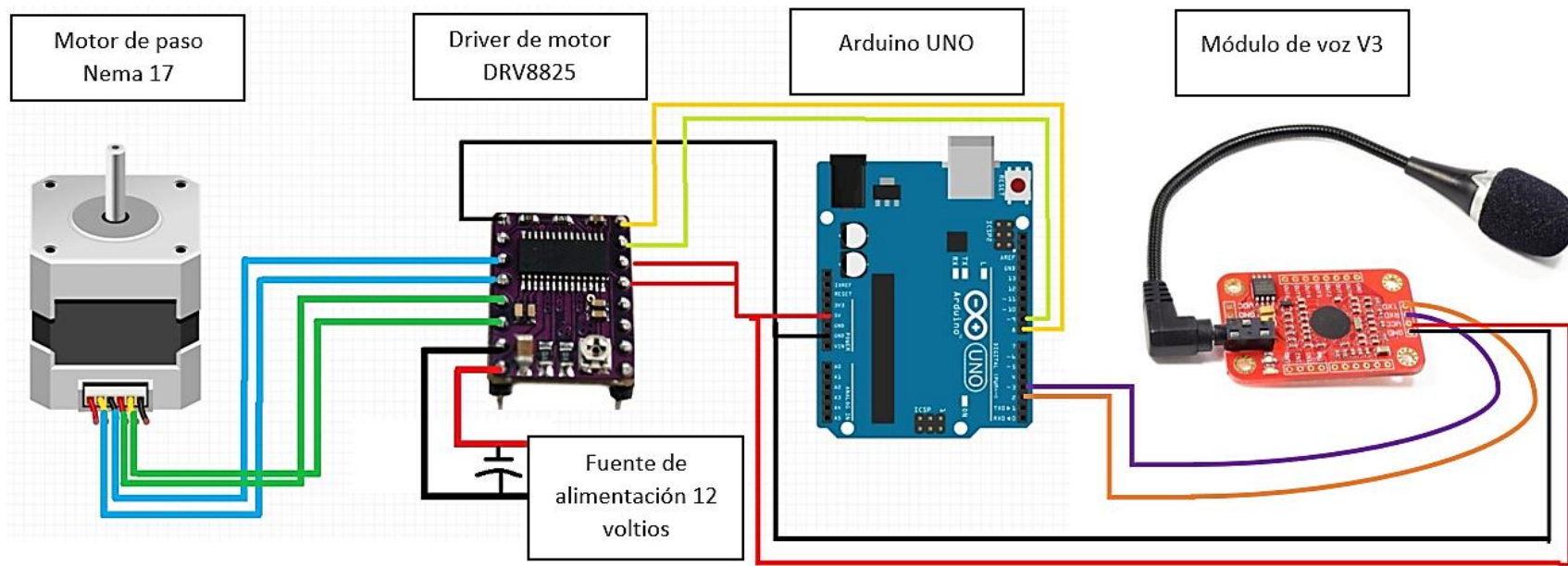


Figura 25 diagrama de conexionado de los módulos electrónicos que conforman el sistema de control del exogunto (Fuente propia).

4.6. Pruebas experimentales del Exoguante mecánico

Las pruebas experimentales se aplicaron en dos sujetos. Un paciente femenino de 79 años de edad, la cual presentaba debilidad en los tendones de la mano izquierda debido a una secuela de derrame cerebral y el segundo paciente masculino de 52 años de edad insuficiencia completa de la mano izquierda debido a una hemiplejia.

Para medir la fuerza de pellizco se acondicionó un soporte metálico tipo “L” donde fue ubicado una celda de carga SEN-CC-YZC-133, (KAZEMINASAB et al., 2018), como se muestra en la *Figura 26: Soporte experimental para medir la fuerza de pellizco (Fuente propia)*. Se procedió medir la fuerza en el dedo índice y dedo medio en posiciones de 10 milímetros, 45 milímetros y 70 milímetros.

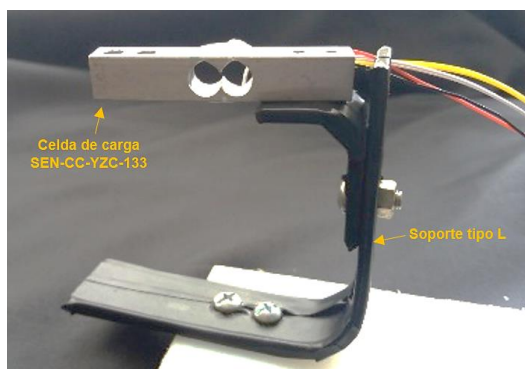


Figura 26: Soporte experimental para medir la fuerza de pellizco (Fuente propia).

En el primer experimento se solicitó al sujeto femenino de 79 años de edad ubicar el dedo índice, y posteriormente el dedo medio en la celda de carga (SEN-CC-YZC-133) sin utilizar el Exoguante, en posiciones de 10 milímetros, 45 milímetros y 70 milímetros por un tiempo de 5 segundos, de esta manera se procedió a medir la fuerza de pellizco en los dedos, como se muestra en la Figura 27 los datos fueron registrados en una tabla de Excel que se encuentra en el anexo 15.

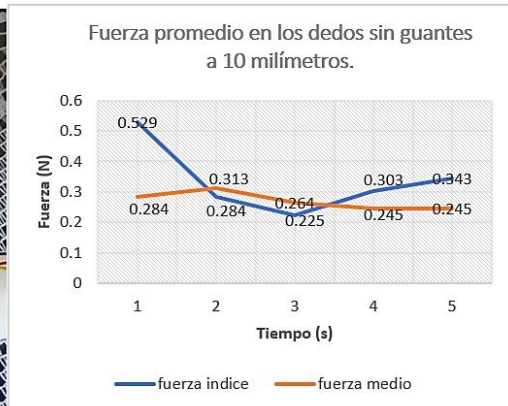


Figura 27: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio a 10 milímetros sin utilizar el guante (Fuente propia).

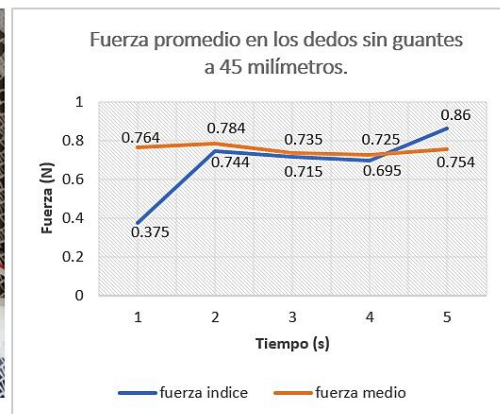
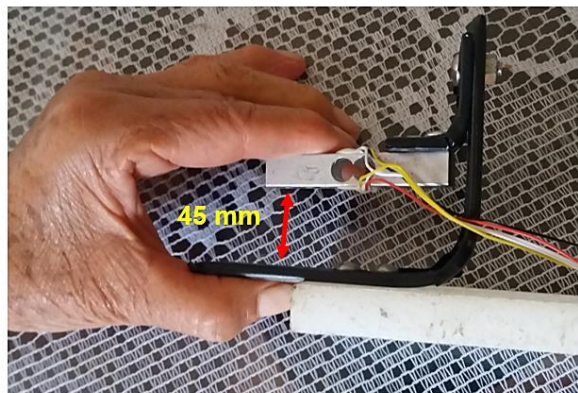


Figura 29: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio, calibración del soporte a una abertura de 45 milímetros (Fuente propia).

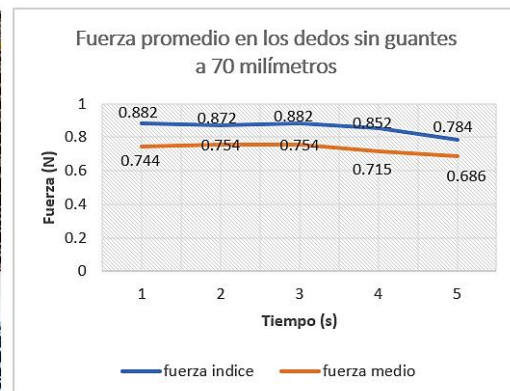
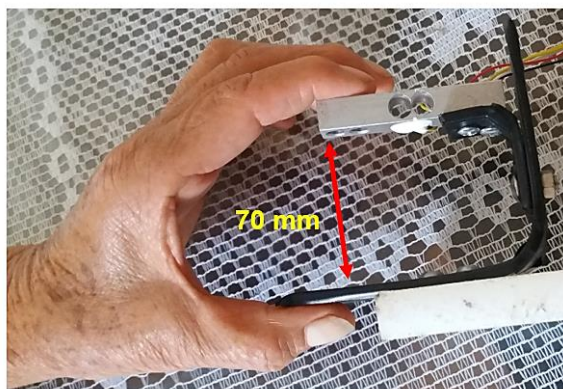


Figura 28: Medición de fuerza promedio en los dedos índice y medio, calibración del soporte a 70 milímetros de abertura (Fuente propia).

En el segundo experimento se evaluó las fuerzas de pellizco utilizando el Exoguante, estas pruebas de medición se realizaron con el sujeto femenino de 79 años de edad. Para evaluar la tensión de las cuerdas de nylon se aplicó un dinamómetro marca Wheiheng YZ- 601, la ubicación del dinamómetro se muestra en la Figura 30. al mismo tiempo se tomaron mediciones de pellizco en los dedos medio e índice utilizando el soporte experimental y la celda de carga. Se realizaron mediciones experimentales para hallar la fuerza de pellizco en los dedos para ello se aplicó una celda de carga (SEN-CC-YZC-133).

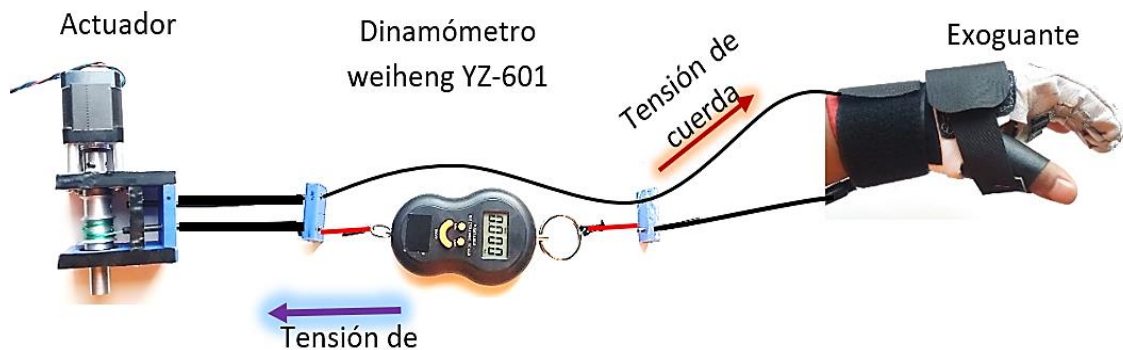


Figura 30: Configuración de la posición del dinamómetro para medir la fuerza de tensión (Fuente propia).

Se solicitó al sujeto vestir el Exoguante a la mano afectada, luego se energizó el sistema electrónico, seguidamente el sujeto mencionó las palabras dirigiéndose hacia el micrófono. PEQUEÑO para un tamaño de 10 milímetros, MEDIANO para tamaño de 45 milímetros y GRANDE para medidas de 70 milímetros.

La medición del tiempo de respuesta y desplazamiento se realizó de manera experimental utilizando un cronómetro, este se accionaba (manualmente) al instante que el usuario del exoguante terminara de mencionar el comando de voz registrado.

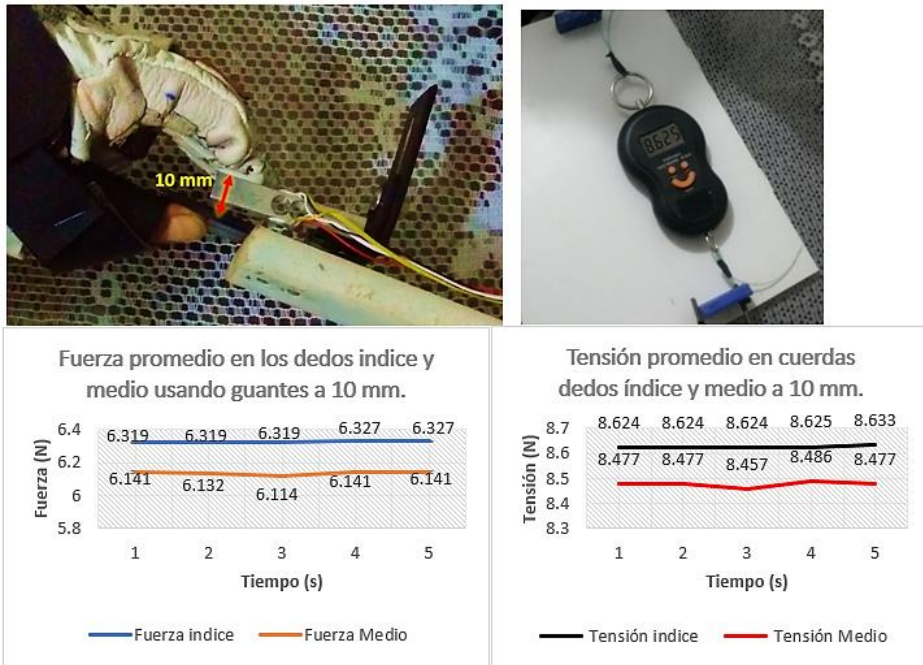


Figura 31: Medición promedio de fuerza de pellizo y tensión en la cuerda para un desplazamiento de 10 milímetros (Fuente propia).

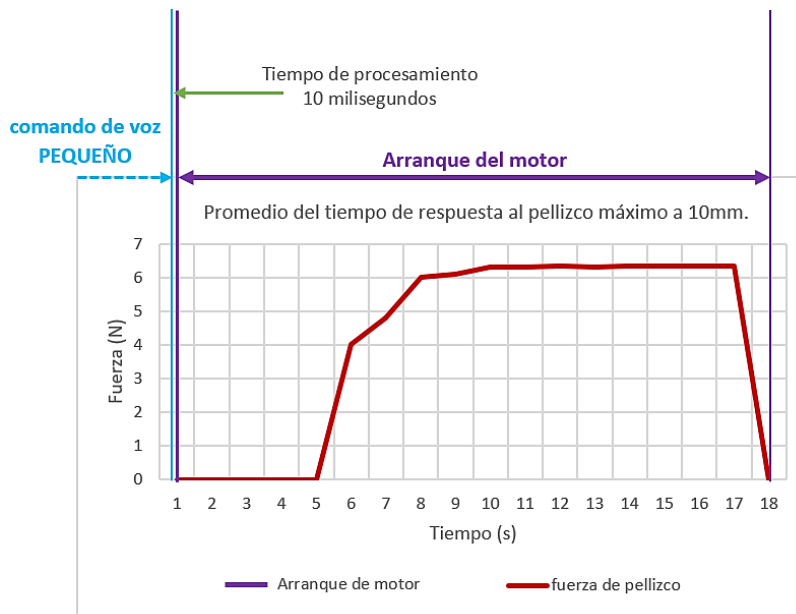


Figura 32: Tiempo de respuesta promedio 5 segundos para la flexión de los dedos desde el punto inicial hasta una abertura de 10 milímetros (Fuente propia).

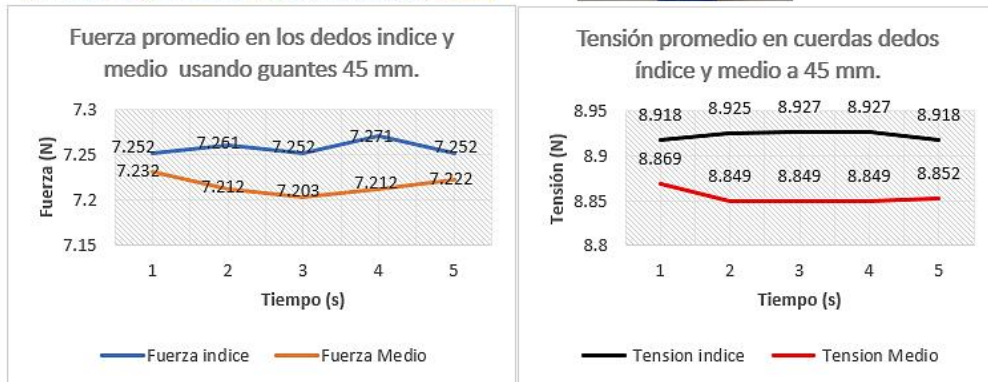
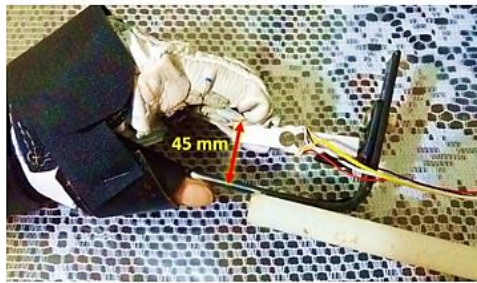


Figura 34: Medición promedio de fuerza de pellizco y tensión en la cuerda, para un desplazamiento de 45 milímetros (Fuente propia).

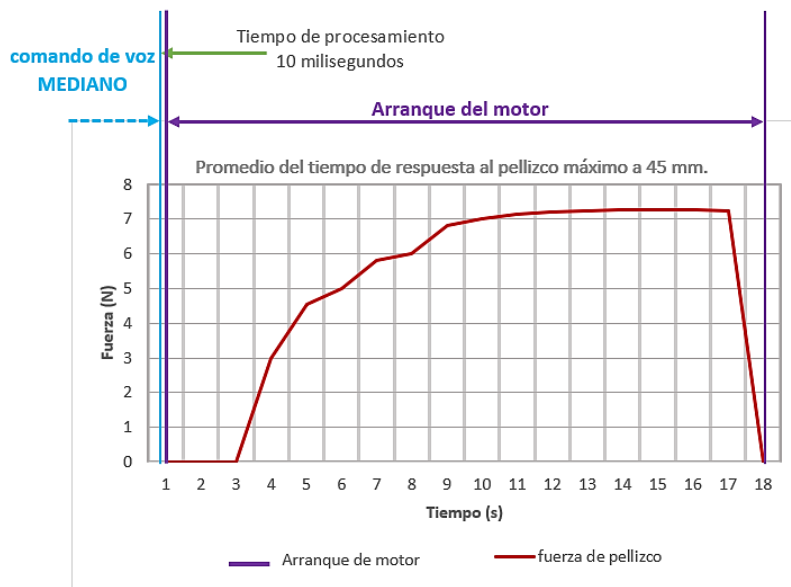


Figura 33: Tiempo de respuesta promedio de 3 segundos para la flexión de los dedos, desde el punto inicial hasta una abertura de 45 milímetros (Fuente propia).

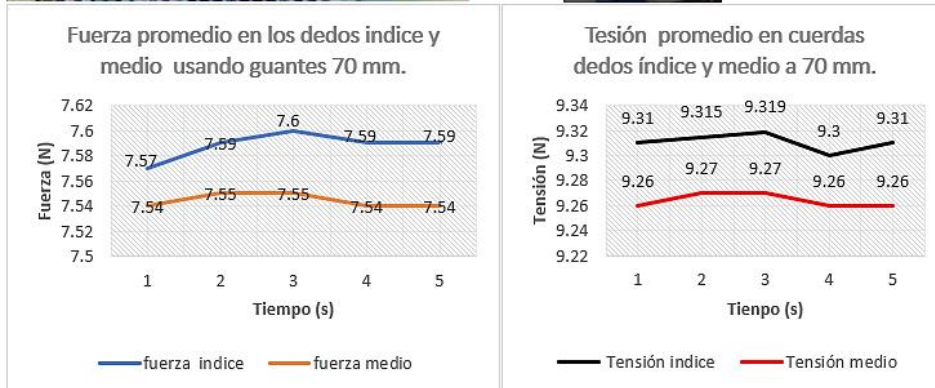


Figura 35: Medición promedio de fuerza de pellizco y tensión en la cuerda. para un desplazamiento de 70 milímetros (Fuente propia).

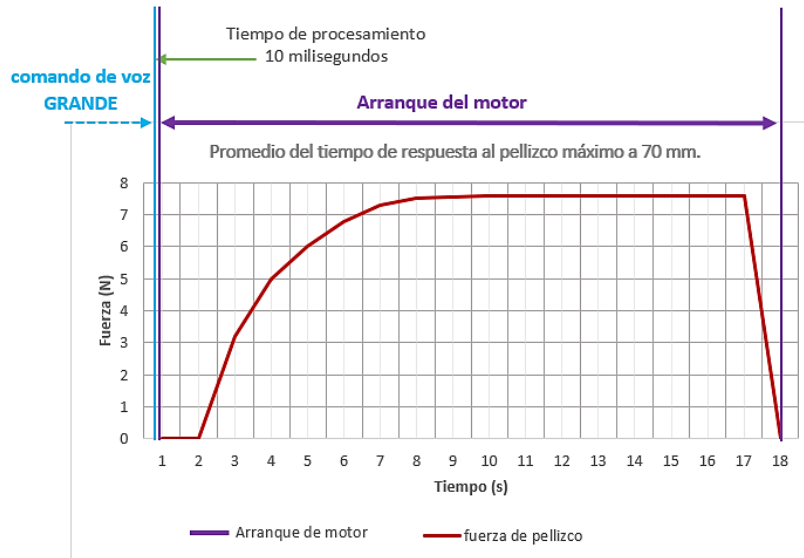


Figura 36: Tiempo de respuesta promedio de 2 segundos para la flexión de los dedos, desde el punto inicial hasta una abertura de 70 milímetros (Fuente propia).

4.6.1. Validación de las fuerzas de pellizco generada por el actuador

Este experimento se realizó para evaluar el rendimiento del exoguante, se dispuso tres objetos cilíndricos, de 10 milímetros, 45 milímetros y 70 milímetros como se muestra en la Tabla 20.

Tabla 20: Objetos utilizados para evaluar el rendimiento del exoguante.

Ensayo	Objetos	Diámetro del objeto (milímetros)	Masa (gramos)	Fuerza de pellizco máximo (Newton)
1	Lapicero	10	6	6.3
2	Desodorante	45	92	7.2
3	Vaso con agua	70	344	7.6

A continuación se grafica el diagrama de cuerpo libre del exoguante sujetando objetos para luego calcular los coeficientes de rozamiento que garantizan la sujeción exitosa.

Diagrama de cuerpo libre aplicado en lapicero de 10 milímetros de diámetro.

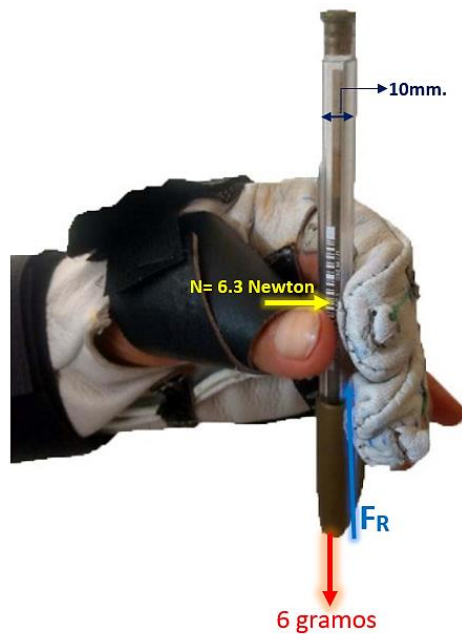


Figura 37: Experimento para el agarre de un objeto de plástico de 10 milímetros de diámetro con una masa de 6 gr. (Fuente propia).

Ecuación 9..... $\Sigma F_y = 0$

Ecuación 10..... $F_R = m * g = 0 \rightarrow F_R = m * g$

Ecuación 11..... $\mu * N = m * g$

Donde:

F_R : Fuerza de rozamiento.

M: masa (kilogramos).

G: gravedad (9.81m/s²).

N: normal.

μ : constante de rozamiento.

- Hallando la constante de rozamiento.

Ecuación 12..... $\mu = (6.3 \text{ Newton}) = 0.006 \text{ Kg.} * 9.81\text{m/s}^2$

Ecuación 13..... $\mu = \frac{0.006 \text{ Kg.} * 9.81\text{m/s}^2}{6.3 \text{ Newton}} = 0.00934$



Figura 38: Diagrama de cuerpo libre aplicado a un objeto cilíndrico de aluminio con 45 milímetros de diámetro y una masa de 92 gr. (Fuente propia).

$$u = (7.2 \text{ Newton}) = 0.092 \text{ Kg.} * 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$u = \frac{0.092 \text{ Kg.} * 9.81 \text{ m/s}^2}{7.2 \text{ Newton}} = 0.1253$$



Figura 39: Diagrama de cuerpo libre aplicado a un objeto de vidrio con 70 milímetros de diámetro y una masa de 344 gr. (Fuente propia).

$$u = (7.6 \text{ Newton}) = 0.344 \text{ Kg.} * 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$u = \frac{0.344 \text{ Kg.} * 9.81 \text{ m/s}^2}{7.6 \text{ Newton}} = 0.444$$

Los estudios experimentales demuestran que el tamaño y el peso del objeto está asociado con la presión, si el objeto es más pesado se requerirá mayor presión de pellizco. Las fuerzas aplicadas fueron normales y se pudo obtener el coeficiente de fricción entre el Exoguante de cuero badana y plástico fue de 0.00934, para aluminio 0.1253, y para vidrio 0.444.

El número de pasos para la configuración del motor se realizó según el desplazamiento de los dedos realizado en cada experimento, verificar Tabla 23 y Tabla 24.

En el cuarto experimento se solicitó a los sujetos que pudieran sujetar varios objetos de forma cilíndrica, como una manzana, banana, desodorante aerosol, vaso con agua, lapicero y una botella de plástico con agua, como se muestra en la Figura 40.

los sujetos mencionaban las palabras hacia el micrófono, registradas en el módulo de voz ELECHOUSE V3, según el tamaño del objeto, para ajustar el exoguante al tamaño del objeto se adiciono un comando de voz denominado "CIERRA" el cual permitió un desplazamiento mínimo de ajuste hasta llegar a una presión de pellizco adecuado ver Tabla 23 y Tabla 24.



Figura 40: Sujeción exitosa de varios objetos con la ayuda del Exoguante (Fuente propia).

4.6.2. Pruebas experimentales exitosas

Tabla 21 pruebas experimentales en paciente femenino de 79 años de edad.

Ensayo	Objeto	Masa (gramos)	Diámetro (milímetros)	Comando de voz	Comando de voz cierra (repeticiones)	Voltaje	Corriente (amperios)
1	Botella de agua ½ litro	636	67	grande	1	12	0.30
2	Mandarina	136	71	grande		12	0.29
3	Vaso de vidrio con agua	344	70	grande		12	0.27
4	Manzana	116	63	grande	2	12	0.30
5	Plátano	126	41	mediano	1	12	0.31
6	desodorante	92	45	mediano		12	0.30
7	Plumón	14	15.3	pequeño		12	0.31
8	Lapicero	6	8	pequeño	1	12	0.31

Tabla 22 Pruebas experimentales en paciente masculino de 52 años de edad.

Ensayo	Objeto	Peso (gramos)	Diámetro (milímetros)	Comando de voz	Comando de voz cierra (repeticiones)	Voltaje	Corriente (amperios)
1	Botella de agua ½ litro	636	67	grande	-----	12	0.30
2	Mandarina	136	71	grande		12	0.28
3	Vaso de vidrio con agua	344	70	grande	-----	12	----
4	Manzana	116	63	grande	1	12	0.31
5	Plátano	126	41	mediano	1	12	0.31
6	desodorante	92	45	mediano	----	12	----
7	Plumón	14	15.3	pequeño	----	12	----
8	Lapicero	6	8	pequeño	----	12	----
9	tapete	3	1	pequeño	----	12	-----

Las pruebas demostraron que, para la flexión completa de la mano en el paciente femenino de 79 años, el motor requiere 2400 pasos, en sentido horario considerando que la mano se encuentra completamente extendida como punto inicial. en la Tabla 23 *Tabla 23* se muestra la cantidad de pasos requeridos para cada comando, también para cada comando se estableció una medida estándar.

Tabla 23 resultados de las pruebas experimentales paciente femenino de 79 años.

comando	Nro. de pasos	Ángulo de giro del motor	Sentido de giro	Diámetro del objeto (milímetros)
Pequeño	2400	270°	horario	5
Mediano	1600	180°	horario	45 - 50
Grande	800	90	horario	60 -70
Cierra	200	23.5°	horario	-----
Abre	2400	270°	antihorario	-----

En el paciente masculino de 52 años se, requiere programar 2500 pasos para flexionar por completo la mano ver Tabla 24. El lenguaje de programación lo podemos ver en el [anexo](#)

Tabla 24 resultado de las pruebas experimentales en paciente masculino de 52 años.

comando	Nro. de pasos	Ángulo de giro del motor	Sentido de giro	Diámetro del objeto (milímetros)
Pequeño	2500	281.25°	horario	5
Mediano	1700	191.25°	horario	45 - 50
Grande	900	101.25°	horario	60 -70
Cierra	200	23.5°	horario	-----
Abre	2500	281.25°	antihorario	-----

De los resultados, la corriente obtenida que se muestra en la Tabla 21 y Tabla 22 se toma el valor más alto que es 0.31 amperios, con este dato se procede a dimensionar la autonomía de la batería que alimentara a todo el sistema electrónico.

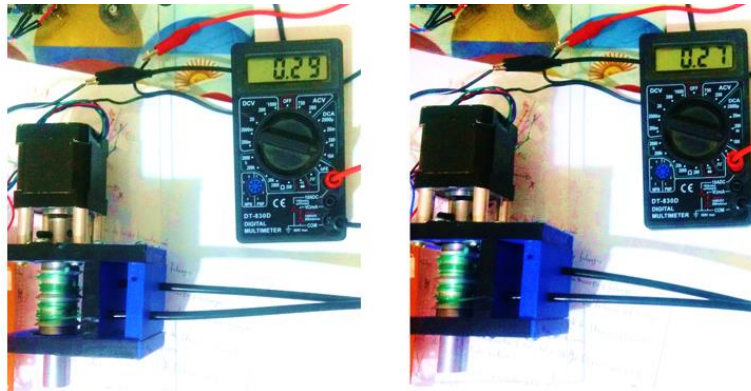


Figura 41 mediciones de corriente al sistema de control electrónico

- Según la ley de OHM se tiene:

$$\text{Ecuación 14} \dots\dots\dots \text{Potencia} = \text{Voltaje} * \text{corriente} \rightarrow P = V * I$$

Donde:

- Voltaje de operación = 12 Volts.
- Corriente máxima = 0.31 Amp.

$$\text{Ecuación 15} \dots\dots\dots P = 12 \text{ Vol.} * 0.31 \text{ Amp.} = 3.72 \text{ Watts.}$$







Para dimensionar la autonomía (amperios hora) de la batería a 5 horas de funcionamiento aplicamos la siguiente ecuación.

$$\text{Ecuación 16} \dots\dots\dots \text{Amperios hora (Ah)} = \frac{\text{Potencia del circuito} * \text{tiempo}}{\text{voltaje de operacion}}$$

$$\text{Ecuación 17} \dots\dots\dots \text{Ah} = \frac{3.72 \text{ Watts} * 5 \text{ horas}}{12 \text{ volts.}} = 1.55 \text{ Amperios hora.}$$

4.7. Elaboración de manual de instalación y operación

Tabla 25: procedimiento para la instalación y operación del Exoguante.

Actividad	Modo	Actividad	Modo
<p>NOTA: antes de utilizar este prototipo, primero consultar con el personal médico en fisioterapia.</p> <p>1. Identificación de las partes del exoguante mecánico. Ubicación de la posición y postura adecuada</p>		<p>4. Colocar la banda de seguridad en la muñeca del usuario y verificar que el exoguante este adecuadamente asegurado en la mano.</p>	
<p>2. Ubicar el exoguante en la mano del paciente y asegurar con la banda de seguridad de mano y de muñeca</p>		<p>5. Encender el dispositivo a través de el interruptor switch.</p>	
<p>3. Identificar la banda de seguridad de la muñeca y el dedo pulgar. Ubicar la correa de dedo pulgar, de tal manera que quede en una posición fija.</p>		<p>6. Ubicar el microfono a la altura del pecho y luego mencionar los comandos de voz predeterminados</p>	

4.8. Evaluación económica

En esta sección se aborda la estimación del costo total del proyecto. El cual se clasifican en:

- personal técnico de programación.
- costo de dispositivos del sistema de control.
- costo de piezas mecánicas.
- Utilitarios de escritorio.

El proceso para desarrollo del exoguante como producto se realizó en un tiempo de 170 días como se muestra el diagrama de GANTT del anexo 20.

Tabla 26: Costo total para la elaboración del Exoguante mecánico.

Ítem	Descripción	Costo
1	Personal técnico de programación	300.00
2	Dispositivos del sistema de control	332.00
3	Elementos o piezas mecánicas	101.00
4	Utilitarios de escritorio	375.00
Total, S/.		1108.00

En la, Tabla 27, Tabla 28 y Tabla 29 se muestran el costo de los de los sistemas de control electrónico y el costo de los elementos mecánicos utilizados para la construcción del exoguante mecánico.

Tabla 27: Costo de materiales para el sistema de control electrónico.

Cantidad	Descripción	Precio unitario (S/.)	Precio total (S/.)
1	Motor de paso nema 17 SL42STH48-1684A	70.00	70.00
1	Driver DRV8825	20.00	20.00
1	Módulo de reconocimiento de voz v.3 (MOD-VRC3)	120.00	120.00
1	Arduino UNO R3	40.00	40.00
1	Fuente de alimentación AC/DC 60W 12V 5A	35.00	35.00
1	Regulador de voltaje Step-Up 2.5A XL6009	10.00	10.00
1	Celda de carga 5Kg. SEN-CC-YZC-133	20.00	20.00
1	Módulo H711 transmisor de carga	12.00	12.00
1	Conectores y cables Dupont	5.00	5.00
Total, S/.			332.00

Tabla 28: costo de materiales empleados para el sistema mecánico.

Cantidad	Descripción	Precio unitario (S/.)	Precio total (S/.)
1	Guante de cuero badano	10.00	10.00
1	Carrete de nylon Araty de 0.5 milímetros	12.00	12.00
1	Rodamiento 15x8x7 6002LU	15.00	30.00
1	Maquinado de cabrestante	40.00	40.00
1	Funda de acero	3.00	3.00
12	Tornillos M3x50 milímetros	0.50	6.00
Total, S/.			101.00

Tabla 29: costo de utilitarios de escritorio.

Partida	Material o producto	Unidad de Medida	Cantidad	Costo Unitario (S/.)	Costo total (S/.)	Tipo de aporte
2.3.1.5.1. 2	Papel bond	Millar	1/5	15.00	15.00	M
	Lapicero	Unidad	4	1.00	4.00	M
	Archivador	Unidad	1	7.00	7.00	M
	Corrector	Unidad	1	3.00	3.00	M
	Plumón	Unidad	4	3.5	14.00	M
	Lápiz	Unidad	2	1.00	2.00	M
2.3.22.21	Servicio de telefonía móvil	Global	1	30.00	30.00	M
2.3.22.23	Servicio de internet	Global	1	120.00	120.00	M
2.3.22.11	Servicio de electricidad	Global	1	180.00	180.00	M
Total, Aporte Monetario S/.						375.00

V. DISCUSIÓN

En nuestra investigación mediante la entrevista a profesionales de fisioterapia obtuvimos los siguientes resultados:

- Sistema de accionamiento: reconocimiento por voz.
- Capacidad de peso para sujeción: de 5 gramos a 500 gramos.
- Peso de todo el sistema: de 1 kilogramo a 3 kilogramos.

Este paso permitió la obtención de los datos iniciales para el diseño conceptual, configuración y diseño paramétrico. Siendo esto uno de los atributos de nuestra investigación, ya que en ninguno de los trabajos previos realizados tanto por BYUNGCHUL et al., (2020), CISNAL et al., (2020), y KANG et al., (2016), se realizaron las entrevistas, partieron directamente del diseño general del problema. Siendo las recomendaciones del autor OCAÑA, (2019) “Sistema de control de silla de ruedas con reconocimiento de voz”, además la capacidad de sujeción está sujeta a las características de cada paciente, así como también el peso total del sistema.

Según la metodología de diseño aplicada por REYNAGA, (2018) que fue metodología de diseño conceptual como punto de partida. Este concepto se basa en criterios de evaluación para los parámetros del diseño, para el cual se crean varios conceptos alternativos como una propuesta de solución al problema, para de ellos seleccionar el concepto óptimo mediante una matriz morfológica de ponderación MOTT, (2009). En nuestro estudio se realizaron 4 conceptos: a) Exoguante mecánico con actuador tipo vástago y accionado por pulsador. b) Exoguante mecánico con actuador cabrestante accionado por pulsador c) Exoguante mecánico de tendón accionado por reconocimiento de voz. d) Exoguante con actuador neumático.

Luego se aplicó indicadores de medición y criterios porcentuales, como se muestra en la Tabla 13. La evaluación de cada concepto se encuentra en la Tabla 14 definiendo como la mejor propuesta para el diseño el concepto C con una valoración de 2.8.

En los trabajos previos realizados por BYUNGCHUL et al., (2020), CISNAL et al., (2020), y KANG et al., (2016), en su metodología, partieron directamente del diseño general del problema, es por ello que en el presente trabajo se resalta esta metodología aplicada.

En la ingeniería de detalle las soluciones deben concretarse en respuestas únicas y con el detalle necesario para su fabricación. En este sentido la precisión que se requiere es alta SENENT et al.,(2000). Este procedimiento aplicado por CORDERO, (2018) donde efectúa un análisis de esfuerzos, factor de seguridad aplicando software de simulación (SolidWorks Simulation) cada componente.

En el presente estudio como ingeniería de detalle, dimensionó el motor a 22.88 Newton, por lo que en el mercado local se adquirió un motor de 52 N*cm, luego para el cabrestante mecánico se aplicó el software SolidWorks Simulation como se muestra en la Tabla 17, de los cuales se obtuvo un esfuerzo máximo de tensión de Von Mises de 1.26 Mpa, desplazamiento de 0.00015 milímetros, deformación unitaria de 0.0000129 milímetros y un factor de seguridad de 154.42 el material aplicado fue Aluminio 5052-H32. Se seleccionó un guante de cuero badana con un nivel de protección EN 388-2133, por su flexibilidad y resistencia a la abrasión. Para el sistema de control se utilizó el dispositivo ELECHOUSE V3. el cual se alimenta de 5 voltios y una corriente de 40 miliamperios este dispositivo fue conectado al microcontrolador Arduino UNO donde se asignó comandos de voz en la opción sigtrain con tiempo de retardo de 10 milisegundos. En los trabajos previos realizados por SUNG SIK et al., (2017), BYUNGCHUL et al., (2020), CISNAL et al., (2020), y KANG et al., (2016), realizaron el accionamiento del prototipo a través de un pulsador manual, sin embargo en el presente proyecto el accionamiento fue mediante comandos de voz el cual le da ventaja al usuario discapacitado utilizar el exoguante evitando esfuerzo físico.

Según GUTIERREZ & SALAZAR, (2008) los experimentos o pruebas se realizan con la finalidad de resolver un problema o comprobar una idea, proporcionando evidencias objetivas que respondan a las interrogantes planteadas. En este

proyecto el experimento consistió en tomar mediciones de la fuerza promedio de pellizco del dedo índice y dedo medio sin utilizar el Exoguante, para un desplazamiento de 10 milímetros la fuerza máxima promedio fue de 0.529 Newton, para 45 milímetros fue de 0.86 Newton y para 70 milímetros 0.882 Newton, como se muestra en la Figura 27, Figura 28 y Figura 29. para registrar estas mediciones se utilizó una celda de carga SEN-CC-YZC-133 ubicado en un soporte como se muestra en la Figura 26. en los trabajos previos realizados por KANG et al.,(2016) acondicionaron un celda de carga ubicada dentro de una caja de acrílico transparente, el sujeto debía levantar objetos cilíndricos de 50 milímetros, 60 milímetros y 100 milímetros, la fuerza máxima promedio fueron de 0.98 Newton, 0.70 newton y 0.30 Newton. en comparación con el presente estudio se puede apreciar una diferencia de 12.3% de fuerza máxima de pellizco, del estudio realizado por KANG et al.,(2016)

En las pruebas experimentales se aplicaron celdas de carga para medir la fuerza de pellizco del dedo medio y dedo índice utilizando el exoguante, estos valores fueron comparados con un dinamómetro que media la tensión en las cuerdas tendón que proporcionaba el actuador mecánico. El usuario mencionaba las palabras pre establecidas en el microcontrolador para accionar el actuador en la posición deseada.

Luego se registraron las fuerzas promedio de pellizco utilizando el Exoguante, se utilizó la celda de carga SEN-CC-YZC-133 ubicada en el soporte y para medir las tensiones de las cuerdas se instaló un dinamómetro como se muestra en la Figura 30, las fuerzas máximas promedio de pellizco fueron 6.327 Newton, 7.2 Newton, 7.6 Newton, la tensión máxima promedio de cuerda fue 8.633 Newton, 8.927 Newton, 9.319 Newton. El tiempo de respuesta programado fue 5 segundos, 3 segundos y 2 segundos, en el trabajo previo realizado por KANG et al., (2016), utilizaron una manta sensor conectada a un interfaz gráfico, los puntos de máximo apriete se podía apreciar en una pantalla en forma de manchas de colores, las fuerzas promedio máximo fueron de 10.3 Newton, 9.3 Newton, 8.9 Newton. como

se puede apreciar existe un 26.3% de diferencia el cual valida nuestros resultados obtenidos.

En las diferentes etapas de un proyecto, la parte económica, es la más importante es por ello que se debe adquirir la información precisa de los niveles para tomar la decisión oportuna EYZAGUIRE, (2010). La evaluación de costos aplicado por ROMERO,(2018) consistió categorizar los costos directos e indirectos. En el presente proyecto clasificamos los costos en: técnico de programación, costo de materiales electrónicos, mecánicos y costo de utilitarios de escritorio sumando un costo de 1108.00 nuevos soles como se muestra en la Tabla 26. El desarrollo del proyecto tuvo una duración de 170 días. En los trabajos previos realizados por BYUNGCHUL et al., (2020), CISNAL et al., (2020), y KANG et al., (2016), en su investigación, partieron directamente del diseño general del problema, de una investigación genérica del mercado se puede saber que el costo de un exoguante de importación Neofect, (2020) es de \$. 2000.00 dólares, como se puede apreciar es 600% más que el costo evaluado en presente proyecto.

VI. CONCLUSIONES

Se determinaron las especificaciones de diseño de Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

De las entrevistas realizadas se obtuvieron las siguientes exigencias de diseño: accionamiento por reconocimiento de voz, peso de sujeción entre 5 gramos a 500 gramos, y el peso total del sistema de 1 kilogramo a 3 kilogramos, siendo el concepto C seleccionado un puntaje ponderado de 2.8.

Las especificaciones técnicas y torque del motor de accionamiento son de 52 N* cm. para el actuador mecánico, así mismo el análisis de esfuerzos realizados sobre el cabrestante de aluminio 5052-H32, se obtuvo un esfuerzo máximo de 1.26 MPa, factor de seguridad de 154.42.

Se determinó que el nivel de protección del guante de cuero badana es EN 388-2133.

Se determinó que para el accionamiento del sistema electrónico sería mediante reconocimiento de voz ELECHOUSE V3.

Se determinó que las fuerzas máximas de pellizco fueron para los desplazamientos de 10 milímetros 6.3 Newton, 45 milímetros 7.2 Newton y 70 milímetros 7.6 Newton.

Los tiempos de respuesta para la flexión y extensión de la mano fueron programados a 5 segundos, 3 segundos y 2 segundos de acuerdo al tipo de comando de voz.

Se determinó que las pruebas experimentales fueron exitosas logrando sostener los siguientes objetos con un peso de 6 gramos, 92 gramos y 344 gramos con un desplazamiento de 10 milímetros, 45 milímetros, 70 milímetros.

El presente proyecto de investigación tiene como producto final el exoguante mecánico cuyo costo total es de S/. 1108.00 nuevos soles.

VII. RECOMENDACIONES

Se recomienda verificar la norma para la inclusión protección y atención de las personas con discapacidad (UNICEF, 2019) norma 2 accesibilidad, seguridad y diseño universal, como fundamento para la elaboración del presente proyecto.

Para reducir el factor de seguridad del cabrestante, se sugiere evaluar otras alternativas de materiales livianos como PVC,

Para reducir el consumo de corriente y el peso del actuador se recomienda utilizar motores de paso, motor con encoder con un torque similar al seleccionado en el presente proyecto.

Se recomienda utilizar un micrófono tipo vincha que se instala en la cabeza, para que el módulo de voz ELECHOSE V3. reconozca los comandos de voz sin dificultad.

Para tomar las mediciones de fuerza en los dedos se recomienda utilizar un sensor de presión tipo manta el cual nos puede indicar los puntos de presión máxima al sujetar diversas formas de objetos.

Para verificar las fuerzas promedio de pellizco del exoguante se aplicó el mismo módulo de carga. El rendimiento del exoguante difiere según la rigidez de la mano del usuario.

Se recomienda que se realice una cotización mediante proformas para adquirir los dispositivos electrónicos y accesorios mecánicos.

VIII. REFERENCIAS

- ANGULO, M., & ULLOA, A. (2019). *SEVERIDAD DE DISCAPACIDAD AGUDA EN PACIENTES CON ATAQUE CEREBRO VASCULAR (ACV) ISQUEMICO .*
- ARATY. (2020). *Hilo para pesca*. <https://www.almacenlapalma.com/pdf/ARATY.pdf>
- BAR-COHEN, Y. (2004). *Electroactive polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles* (Y. BAR-COHEN (ed.); 2nd ed.). SPIE PRESS- The International Society for Optical Engineering.
- BYUNGCHUL, K., JIWON, R., & KYU JIM, C. (2020). Joint Angle Estimation of a Tendon-Driven Soft Wearable Robot through a Tension and Stroke Measurement. *Sensors (Basel, Switzerland)*. <https://doi.org/10.3390/s20102852>
- CAILLIET, R. (2006). *Anatomia funcional biomecánica* (R. CAILLIET (ed.); 1st ed.). MARBAN.
- CISNAL, A., LOBO, V., MORENO, V., FRAILE, J. C., ALONSO, R., & TURIEL, J. P. (2020). *Robhand, un exoesqueleto de mano para la rehabilitación neuromotora aplicando terapias activas y pasivas*. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497497565.0034>
- CORDERO, J. C. (2018). *Diseño de una planta dosificadora de concreto de 50 m³/h de capacidad en la empresa ALER EQUIPOS SAC. - Trujillo*. Universidad Cesar Vallejo.
- CORMAN ARMAS, J. J. (2016). *Diseño De Un Exoesqueleto De Mano Basado En Músculos Activos Artificiales (Eap) De Dos Dedos Para Ayuda En La Vida Diaria*.
- Drake, R. L., Vogl, A. W., Mitchell, A. W. M., Tibbitts, R., Richardson, P., Horn, A., & Gray, H. (2015). Gray anatomia para estudiantes / Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell ; ilustraciones Richard Tibbitts y Paul Richardson ; fotografías Ansell Horn. In *Anatomia para estudiantes*.
- ELECHOUSE. (2014). *Voice Reconignition Module V3*. Elechouse Manual. https://www.elechouse.com/elechouse/images/product/VR3/VR3_manual.pdf
- ELSAYED, M. (2014). *3D Printed Myoelectric Prosthetic Arm*. *October*, 1–87.

- EYZAGUIRE, C. A. (2010). *Costos y presupuestos para edificaciones* (Primera). Empresa Editorial Marco E.I.R.L.
- FABRICATIUM. (2020). *Propiedades mecánica de los Aluminios*. <https://fabricatium.com/aluminios-para-mecanizado-cnc/>
- GONÇALVES, R. S., SOARES, G., & CARVALHO, J. C. (2019). Conceptual design of a rehabilitation device based on cam-follower and crank-rocker mechanisms hand actioned. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 41(7), 3. <https://doi.org/10.1007/s40430-019-1772-1>
- GUTIERREZ, H., & SALAZAR, R. de la V. (2008). *Análisis y diseño de experimentos* (P. Roig Vázquez, L. Campa Rojas, & J. Garnica (eds.); Segunda). McGraw-Hill.
- HONG KAI, Y., KAMALDIN, N., JEONG HOON, L., NASRALLAH, F. A., JAMES CHO HONG, G., & CHEN WUA, Y. (2017). A Magnetic Resonance Compatible Soft Wearable Robotic Glove for Hand Rehabilitation and Brain Imaging. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2602941>
- HYUNKI, I., SUNGKU, K., & KYU JIN, C. (2012). Capstan brake: Passive brake for tendon-driven mechanism. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. <https://doi.org/10.1109/IROS.2012.6386106>
- INEI. (2018). *Perfil Sociodemográfico del Perú*. Setiembre. <http://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/inei-difunde-base-de-datos-de-los-censos-nacionales-2017-y-el-perfil-sociodemografico-del-peru-10935/>
- INSTRUMENTS, T. (2010). *DRV8825 Stepper Motor Controller IC*. Texas Instruments. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8825.pdf>
- JEONG, U., LEE, H., CHO, K. J., & IN, H. (2017). A Novel Slack-Enabling Tendon Drive That Improves Efficiency, Size, and Safety in Soft Wearable Robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(1), 59–70. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2606574>
- KANG, B. B., LEE, H., IN, H., JEONG, U., CHUNG, J., & CHO, K. J. (2016). Development of a polymer-

- based tendon-driven wearable robotic hand. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1–2. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2016.7487562>
- KARGOV, A., PYLATIUK, C., MARTIN, J., SCHLUZ, S., & DÖDERLEIN, L. (2004). A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands. *Disability and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1080/09638280410001704278>
- KAZEMINASAB, S., HADI, A., ALIPOUR, K., & ELAHINIA, M. (2018). Force and motion control of a tendon-driven hand exoskeleton actuated by shape memory alloys. *Industrial Robot*, 45(5), 623–633. <https://doi.org/10.1108/IR-01-2018-0020>
- MAPA. (2016). *Revisión de la norma EN 388*. https://www.mapa-pro.es/fileadmin/documentation/ES/Norms_ES/Maquette_leaflet_norme_388_retenu-ES.pdf
- MOTT, R. L. (2009). *Diseño de elementos de máquinas* (PEARSON (ed.); Cuarta). PEARSON.
- NAYLAMP MECHATRONICS. (2016). *Configuración de la celda de carga HX711*. Naylamp Mechatronics. https://www.naylampmechatronics.com/blog/25_Tutorial-trasmisor-de-celda-de-carga-HX711-Ba.html
- Neofect. (2020). *Neomano*. <https://shop.neofect.com/>
- OCAÑA, J. (2019). Sistema de control de silla de ruedas con reconocimiento de voz para CERSI. *Conocimiento Para El Desarrollo*, 10(2), 245–249. <https://doi.org/10.17268/cpd.2019.02.11>
- Organización Mundial de la Salud. (2018). *Discapacidad y salud*. Centro de Prensa. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
- Park, S., Bishop, L., Post, T., Xiao, Y., Stein, J., & Ciocarlie, M. (2016). On the feasibility of wearable exotendon networks for whole-hand movement patterns in stroke patients. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2016-June*, 3729–3735. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2016.7487560>
- PRIMOPAL. (2012). *2 Phase Hybrid Stepper Motor*. <http://www.primopal.com/primopal/files/pdf/PHB42S.pdf>

REYNAGA, M. A. (2018). *“Diseño de una máquina peladora de caña de azúcar de 300Kg/h para la empresa CANAI S.A.C.”* Universidad Cesar Vallejo.

ROMERO, E. F. (2018). *DISEÑO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICO PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR*. PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ.

SANCHEZ, H., REYES, C., & MEJIA, K. (2018). Manual de términos en investigación científica, tecnológica y humanística. In *Mycological Research* (Vol. 106, Issue 11).

SANCHO-BRU, J. L. (2000). *Model Biomecànic de la ma orientat al disseny d'eines manuals*. 18–19.

SENENT, E. M., SANCHEZ ROMERO, M. A., & GONZÁLEZ CRUZ, C. (2000). *Cuadernos de ingeniería de proyectos II del diseño de detalle a la realización*.

SUNG SIK, Y., BRIAN BYUNGHYUN, K., & KYU JIN, C. (2017). Exo-glove PM: An easily customizable modularized pneumatic assistive glove. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(3), 1–5.
<https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2678545>

UNICEF. (2019). *Normas para la inclusión, protección y atención de las personas con discapacidad*. Fondo de Las Naciones Unidas Para La Infancia.
[https://www.unicef.org/lac/media/2296/file/PDF Normas para la inclusión, protección y atención de las personas con discapacidad en las emergencias y desastres.pdf](https://www.unicef.org/lac/media/2296/file/PDF%20Normas%20para%20la%20inclusi3n,%20protecci3n%20y%20atenci3n%20de%20las%20personas%20con%20discapacidad%20en%20las%20emergencias%20y%20desastres.pdf)

XILOYANNIS, M., CAPPELLO, L., KHANH, D. B., YEN, S. C., & MASIA, L. (2016). Modelling and design of a synergy-based actuator for a tendon-driven soft robotic glove. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*.
<https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523796>

IX. ANEXOS

Anexo 1: Diseño del guante robótico Exo-index (BYUNGCHUL et al., 2020).

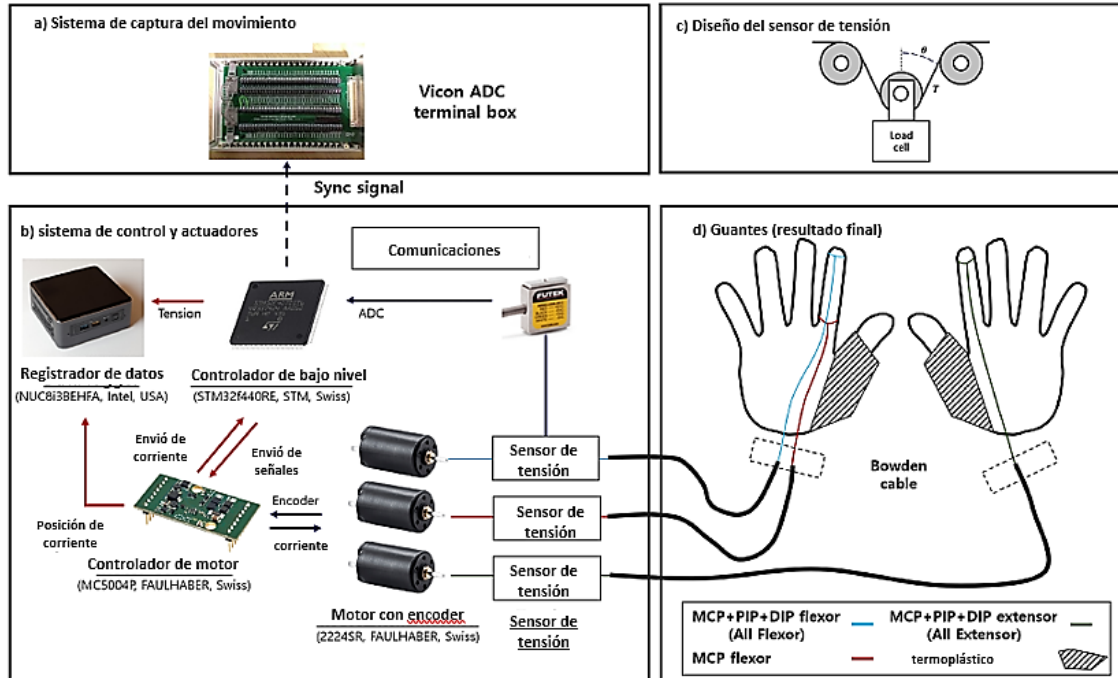


Figura 42: esquema del sistema a) captura de los datos de los sensores, b) control de actuadores, c) diseño del sensor de tensión, d) configuración de los tres tendones en el guante (BYUNGCHUL et al., 2020).



Figura 43: vista de las ubicaciones de los sensores a) sistema de visión Vicon, transmite señales al sistema ADC, b) muestra el lugar donde están ubicados los 14 sensores Marker Vicon (BYUNGCHUL et al., 2020).

Anexo 2 : Diseño del guante Exo-Glove PM (SUNG SIK et al., 2017)

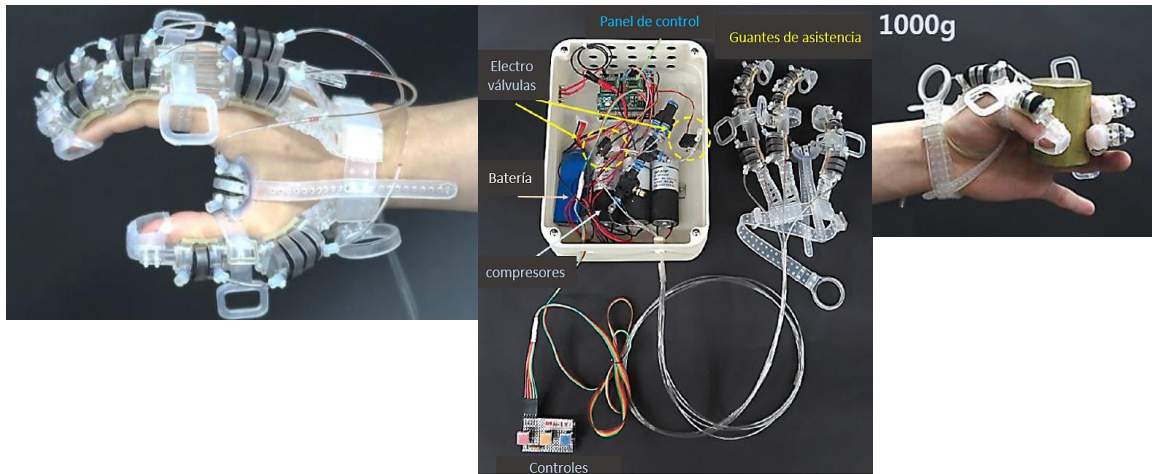


Figura 44: sistema de funcionamiento del prototipo Exo-Glove PM SUNG SIK, (2017).

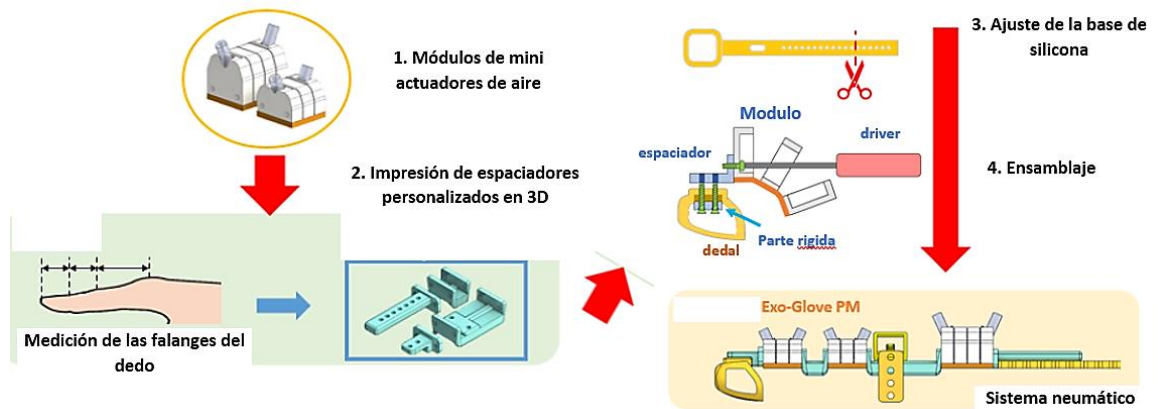


Figura 45: El guante está compuesto por módulos de actuadores, espaciadores y componentes de silicona (SUNG SIK et al., 2017).

Anexo 3: Diseño del Exo-Glove Poly (KANG et al., 2016).

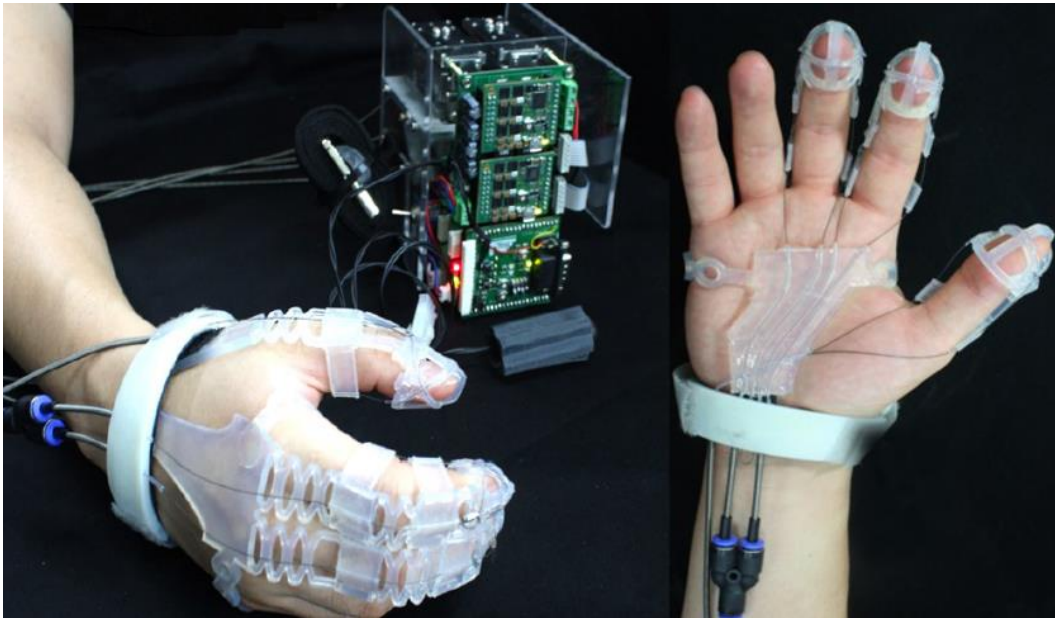


Figura 46: Guante robótico polimérico Exo-Glove Poly, de silicona con transmisión mecánica por hilos de acero (KANG et al., 2016).



Figura 47: sistema de control y funcionamiento del Exo-Glove Poly (KANG et al., 2016).

Anexo 4: Formato de Entrevista Vacío

ENTREVISTA DE RECOLECCION DE DATOS PÁRA EL DISEÑO DEL
EXOQUANTE MECANICO

OBJETIVO DE LA ENTREVISTA: recopilación de datos, fuerza, peso, volumen del
objeto

ALUMNO: Ccanccapa Macedo Jacinto Miller

UNIVERSIDAD: César Vallejo

ESCUELA: Ingeniería Mecánica Eléctrica

TESIS: Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con
insuficiencia motora en las manos.

DIRIGIDO A: Especialistas en fisioterapia y rehabilitación

1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejia?

.....

2. ¿Qué método aplican para medir la fuerza en los dedos del paciente?

.....

3. ¿El paciente tiene control de la muñeca?

.....

4. ¿Cuál de los cinco dedos de la mano son los que realizan mayor trabajo y ejercen
más fuerza?

.....

5. ¿Qué tipo de objetos usted recomienda sujetar al paciente en su tratamiento?

.....

6. ¿El paciente presenta acción muscular en el brazo o ante brazo?

.....

7. Los dispositivos electromiografico (EMG) permiten clasificar los gestos mediante el movimiento de los músculos convirtiéndolo en señales eléctricas (SADIKOGLU et al., 2017). ¿Cree usted que se debería utilizar este dispositivo para el accionamiento del exoguantes?

.....

8. El módulo de reconocimiento de voz es un dispositivo que permite accionar un sistema mediante el comando de voz ¿cree usted que se debería aplicar este dispositivo en el paciente para el funcionamiento del exoguante?

.....

9. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?

.....

10. Se colocará un exoguante con un determinado peso en la mano del paciente ¿el peso del guante podría afectar al equilibrio del paciente?

.....

.....

11. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador y la batería. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?

.....

.....

Anexo 5: Resultado de la entrevista

ENTREVISTA DE RECOLECCION DE DATOS PÁRA EL DISEÑO DEL EXOQUANTE MECÁNICO

ENTREVISTADO: Patricia Chacón Melo

OCUPACION: Técnico en Fisioterapia y rehabilitación (instituto Cayetano Heredia – Lima 2014)

OBJETIVO DE LA ENTREVISTA: recopilación de datos, fuerza, peso, volumen del objeto.

ALUMNO: Ccancapa Macedo Jacinto Miller

UNIVERSIDAD: César Vallejo

ESCUELA: Ingeniería Mecánica Eléctrica

TESIS: Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejia?
 - Dependiendo de la condición del paciente, se aplica entre 5 gramos a 500 gramos.
2. ¿Qué método aplican para medir la fuerza en los dedos del paciente?
 - Se aplica plastilina, pelotas de silicona
3. ¿El paciente tiene control de la muñeca?
 - Dependiendo del progreso de rehabilitación del paciente, inicialmente no.
4. ¿Cuáles de los cinco dedos de la mano son los que realizan mayor trabajo y ejercen más fuerza?
 - El dedo índice, el dedo medio y el pulgar.
5. ¿Qué tipo de objetos usted recomienda sujetar al paciente en su tratamiento?

- Esféricos, cilíndricos, elásticos.

6. ¿El paciente presenta acción muscular en el brazo o ante brazo?

- En la mayoría de los casos no, dependerá del progreso de su rehabilitación.

7. Los dispositivos electromiográfico (EMG) permiten clasificar los gestos mediante el movimiento de los músculos convirtiéndolo en señales eléctricas (SADIKOGLU et al., 2017). ¿Cree usted que se debería utilizar este dispositivo para el accionamiento del exoguantes?

- Se podría aplicar a pacientes que presentan mejoría en el movimiento de sus articulaciones.

8. El módulo de reconocimiento de voz es un dispositivo que permite accionar un sistema mediante el comando de voz ¿cree usted que se debería aplicar este dispositivo en el paciente para el funcionamiento del exoguante?

- Sería de gran apoyo a pacientes iniciales.

9. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?

- Por reconocimiento de voz

10. Se colocará un exoguante con un determinado peso en la mano del paciente ¿el peso del guante podría afectar al equilibrio del paciente?

- Si el peso sobrepasa los 500 gramos podría tener efectos colaterales

11. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador y la batería. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?

- En la espalda como una mochila, menor a 3 kilogramos.

ENTREVISTA DE RECOLECCION DE DATOS PÁRA EL DISEÑO DEL EXOGUANTE MECÁNICO

ENTREVISTADO: Pilar Manrique Márquez

OCUPACION: Técnico en Fisioterapia y rehabilitación (instituto arzobispo Loayza – Lima 2011)

OBJETIVO DE LA ENTREVISTA: recopilación de datos, fuerza, peso, volumen del objeto

BACHILLER: Ccancapa Macedo Jacinto Miller

UNIVERSIDAD: César Vallejo

ESCUELA: Ingeniería Mecánica Eléctrica

TESIS: Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejia?

- Se aplica entre 10 gramos a 500 gramos

2. ¿Qué método aplican para medir la fuerza en los dedos del paciente?

- Se aplica plastilina, pelotas de silicona, cintas de hule.

3. ¿El paciente tiene control de la muñeca?

- En algunos casos pierde la movilidad en todo el brazo.

4. ¿Cuáles de los cinco dedos de la mano son los que realizan mayor trabajo y ejercen más fuerza?

- El dedo índice, el dedo medio y el pulgar.

5. ¿Qué tipo de objetos usted recomienda sujetar al paciente en su tratamiento?

- Pequeñas esferas, objetos cilíndricos, regletas planas.

6. ¿El paciente presenta acción muscular en el brazo o ante brazo?

- No presenta al inicio.

7. Los dispositivos electromiografico (EMG) permiten clasificar los gestos mediante el movimiento de los músculos convirtiéndolo en señales eléctricas (SADIKOGLU et al., 2017). ¿Cree usted que se debería utilizar este dispositivo para el accionamiento del exoguantes?

- Se puede colocar solo en pacientes que lograron control muscular.

8. El módulo de reconocimiento de voz es un dispositivo que permite accionar un sistema mediante el comando de voz ¿cree usted que se debería aplicar este dispositivo en el paciente para el funcionamiento del exoguante?

- Se puede aplicar a pacientes que no perdieron el habla.

9. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?

- Por reconocimiento de voz

10. Se colocará un exoguante con un determinado peso en la mano del paciente ¿el peso del guante podría afectar al equilibrio del paciente?

- El peso no debe exceder los 400 gramos, y no deber usarse todo el tiempo

11. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador y la batería. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?

- En la espalda como una mochila, en la cintura como canguro, con un peso menor a 3 kilogramos.

ENTREVISTA DE RECOLECCION DE DATOS PÁRA EL DISEÑO DEL EXOGUANTE MECÁNICO

ENTREVISTADO: Rufina Huacarpuma Cutipa.

OCUPACION: Técnico en Fisioterapia y rehabilitación (UNIVER México - Guadalajara 2009).

OBJETIVO DE LA ENTREVISTA: recopilación de datos, fuerza, peso, volumen del objeto.

BACHILLER: Ccanccapa Macedo Jacinto Miller

UNIVERSIDAD: César Vallejo

ESCUELA: Ingeniería Mecánica Eléctrica

TESIS: Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejia?
 - Se aplica entre 5 gramos a 500 gramos
2. ¿Qué método aplican para medir la fuerza en los dedos del paciente?
 - Se aplica plastilina, pelotas de sensoriales, cintas de hule.
3. ¿El paciente tiene control de la muñeca?
 - Según la gravedad, cuando es síndrome del túnel carpiano tiene control de la muñeca, pero no de los dedos.
4. ¿Cuáles de los cinco dedos de la mano son los que realizan mayor trabajo y ejercen más fuerza?
 - El dedo índice, el dedo medio y el pulgar.
5. ¿Qué tipo de objetos usted recomienda sujetar al paciente en su tratamiento?
 - Pequeñas esferas, objetos cilíndricos, regletas planas.

6. ¿El paciente presenta acción muscular en el brazo o ante brazo?

- No presenta al inicio.

7. Los dispositivos electromiografico (EMG) permiten clasificar los gestos mediante el movimiento de los músculos convirtiéndolo en señales eléctricas (SADIKOGLU et al., 2017). ¿Cree usted que se debería utilizar este dispositivo para el accionamiento del exoguantes?

- Se puede aplicar para estimular, pero con un aislamiento de la corriente.

8. El módulo de reconocimiento de voz es un dispositivo que permite accionar un sistema mediante el comando de voz ¿cree usted que se debería aplicar este dispositivo en el paciente para el funcionamiento del exoguante?

- Si el paciente no perdió el habla, se podría utilizar.

9. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?

- Por reconocimiento de voz

10. Se colocará un exoguante con un determinado peso en la mano del paciente ¿el peso del guante podría afectar al equilibrio del paciente?

- Si el uso no es constante no afecta y debe ser menor a 500 gramos

11. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador y la batería. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?

- Colocado en la silla de ruedas, en la espalda como una mochila, en la cintura como canguro, con un peso menor a 2 kilogramos (previa evaluación).

ENTREVISTA DE RECOLECCION DE DATOS PÁRA EL DISEÑO DEL EXOGUANTE MECÁNICO

ENTREVISTADO: Verónica Méndez

OCUPACION: Técnico en Fisioterapia y rehabilitación

OBJETIVO DE LA ENTREVISTA: recopilación de datos, fuerza, peso, volumen del objeto

BACHILLER: Ccanccapa Macedo Jacinto Miller

UNIVERSIDAD: César Vallejo

ESCUELA: Ingeniería Mecánica Eléctrica

TESIS: Exoguante mecánico para asistencia en rehabilitación de pacientes con insuficiencia motora en las manos.

1. ¿Cuánto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejia?

- Entre 5 gramos a 500 gramos

2. ¿Qué método aplican para medir la fuerza en los dedos del paciente?

- Gomas elásticas, balanza electrónica, esferas sensoriales.

3. ¿El paciente tiene control de la muñeca?

- Según la gravedad del paciente.

4. ¿Cuáles de los cinco dedos de la mano son los que realizan mayor trabajo y ejercen más fuerza?

- El dedo índice, el dedo medio y el pulgar.

5. ¿Qué tipo de objetos usted recomienda sujetar al paciente en su tratamiento?

- Pelotas pequeñas de goma, objetos cilíndricos.

6. ¿El paciente presenta acción muscular en el brazo o ante brazo?

- Existen pacientes que no presentan trabajo muscular.

7. Los dispositivos electromiografico (EMG) permiten clasificar los gestos mediante el movimiento de los músculos convirtiéndolo en señales eléctricas (SADIKOGLU et al., 2017). ¿Cree usted que se debería utilizar este dispositivo para el accionamiento del exoguantes?

- Previa evaluación al paciente, se podría aplicar.

8. El módulo de reconocimiento de voz es un dispositivo que permite accionar un sistema mediante el comando de voz ¿cree usted que se debería aplicar este dispositivo en el paciente para el funcionamiento del exoguante?

- Si, puede aplicarse.

9. Se diseñará un Exoguantes que ayudará al movimiento de extensión y flexión de la mano, ¿cree usted que el accionamiento que permita el funcionamiento debería ser a través de un sensor EMG colocado la piel o mediante un módulo de reconocimiento de voz?

- Por reconocimiento de voz

10. Se colocará un exoguante con un determinado peso en la mano del paciente ¿el peso del guante podría afectar al equilibrio del paciente?

- El peso no debe exceder los 500 gramos, no se debe utilizarse todo el día.

11. El Exoguantes consta de un exoesqueleto de mano, un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador y la batería. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?

- En la espalda como una mochila, en la cintura como canguro, colado en la silla de ruedas, con un peso menor a 2 kilogramos.

Anexo 6: características del motor Primopal Nema 17 (PRIMOPAL, 2012).

PHB42S Series

2 Phase Hybrid Stepper Motor

NEMA 17

1.8°

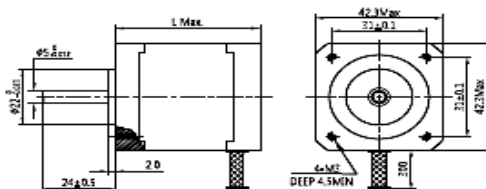
Step Angle	1.8°
Step Angle Accuracy	±5% (full step, no load)
Resistance Accuracy	±10%
Inductance Accuracy	±20%
Temperature Rise	80 °C Max. (rated current, 2 phase on)
Ambient Temperature	-20 °C ~ +50 °C
Insulation Resistance	100 MΩ Min., 500VDC
Dielectric Strength	500 VAC for one minute
Shaft Radial Play	0.02 Max. (450 g-load)
Shaft Axial Play	0.08 Max. (450 g-load)



Specifications

Model	Current	Resistance	Inductance	Holding Torque	Detent Torque	Rotor Inertia	Bi/Unipolar	Weight	Length
	A/φ	Ω/φ	mH/φ	N.cm	N.cm	g.cm ²	# of Leads	g	mm
PHB42S20-410	0.8	3.8	4.5	10	1.0	24	Bi (4)	120	20
PHB42S28-406	0.6	8.0	10	12	1.2	30	Bi (4)	150	28
PHB42S34-401	1.3	2.4	2.8	28	1.6	34	Bi (4)	220	34
PHB42S34-402	1.7	1.2	1.8	28	1.6	34	Bi (4)	220	34
PHB42S34-430	0.4	30	35	28	1.6	34	Bi (4)	220	34
PHB42S34-630	0.4	30	18	21	1.6	34	Uni (6)	220	34
PHB42S40-401	1.3	2.5	5.0	40	2.2	54	Bi (4)	280	40
PHB42S40-402	1.7	1.5	2.8	40	2.2	54	Bi (4)	280	40
PHB42S40-601	1.2	3.2	2.8	28	2.2	54	Uni (6)	280	40
PHB42S40-630	0.4	30	28	28	2.2	54	Uni (6)	280	40
PHB42S48-402	1.7	1.8	3.2	52	2.6	68	Bi (4)	350	48
PHB42S48-630	0.4	30	38	34	2.6	68	Uni (6)	350	48
PHB42S60-403	2.3	1.4	2.5	70	3.6	80	Bi (4)	480	60
PHB42S63-403	2.3	1.5	2.2	80	4.0	85	Bi (4)	500	63

Mechanical Dimension



Wiring Diagram

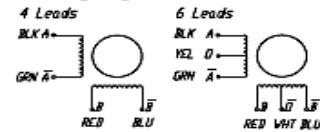


Figura 48: ficha técnica de notas de paso primopal PHB42S48-402 (PRIMOPAL, 2012).

Anexo 7: propiedades mecánicas del aluminio 5052-H32 (FABRICATIUM, 2020).

Propiedades mecánicas de los aluminios

	5052 H32-H112	5083 H112	6061 T6-T651
Densidad ρ [g/cm ³]	2,7	2,7	2,7
Aleante principal	Mg	Mg	Mg y Si
Límite elástico 0,2% [MPa]	180	130	270
Tensión de rotura [MPa]	230	300	320
Alargamiento a la rotura (%)	12	13	11
Resistencia a la fatiga [MPa]*	120	110	95
Dureza Brinell [HB]	60	75	95
Resistividad eléctrica $\times 10^{-6}$ [$\Omega \cdot m$]	0,049	0,059	0,04
Conductividad térmica [W/m.k]	140	120	170
Máxima temperatura (sólido) [°C]	610	640	580
Resistencia a la corrosión	Excelente	Excelente	Buena
Soldabilidad	Excelente	Excelente	Buena

*La cantidad máxima de tensión axial que se puede aplicar a un material durante 10^7 ciclos sin causar el fallo.

Figura 49: Ficha técnica de aluminio mecanizable 5052-H32 (FABRICATIUM, 2020).

Anexo 8: Revisión de la norma EN 388 para guante badana (MAPA, 2016).

Protección contra golpes

NUEVO

Nuevo test para la norma EN 13594:2015 que permite declarar una protección contra los golpes. Si el guante se somete al test, se añade la letra «P» seguidamente a los 5 dígitos del pictograma.

Pictogramas

ANTES



AHORA



Nota: la letra X significa que no se ha realizado el test o bien que no es aplicable

NIVELES DE PROTECCIÓN						
Test	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5	
6.1 Resistencia a la abrasión (ciclos)	100	500	2000	8000	-	
6.2 Resistencia al corte - coup-test (índice)	1,2	2,5	5,0	10,0	20,0	
6.4 Resistencia al desgarro (Newton)	10	25	50	75	-	
6.5 Resistencia a la perforación (Newton)	20	60	100	150	-	
NIVELES DE RESISTENCIA PARA EL MATERIAL TESTADO EN ISO 13977						
Test	Nivel A	Nivel B	Nivel C	Nivel D	Nivel E	Nivel F
6.3 Resistencia al corte según EN ISO 13997 (Newton)	2	5	10	15	22	30

* Valores iguales o mayores que...

Figura 50: Norma EN388 técnica de protección contra golpes (MAPA, 2016).

Anexo 9: características del hijo de nylon ARATY, (2020).



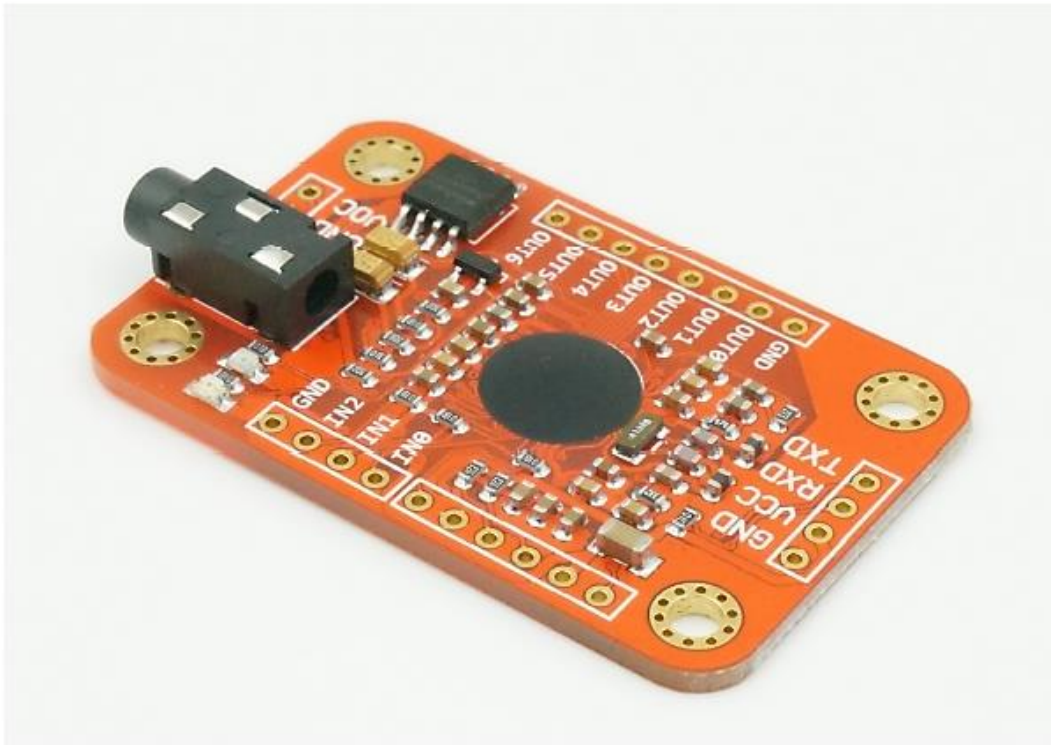
cod:	RESISTENCIA		DIAMETRO	PRESENTACION
	LB	KG		
3412071	6,00	2,70	0,20 mm	100 m x 20 rollos
3412072	9,30	4,70	0,25 mm	100 m x 20 rollos
3412073	11,70	5,30	0,30 mm	100 m x 20 rollos
3412074	15,00	6,80	0,35 mm	100 m x 20 rollos
3412075	20,10	9,10	0,40 mm	100 m x 20 rollos
3412076	25,60	11,60	0,45 mm	100 m x 20 rollos
3412077	33,10	15,00	0,50 mm	100 m x 20 rollos
3412078	43,90	19,00	0,60 mm	100 m x 10 rollos
3412079	55,10	25,00	0,70 mm	100 m x 10 rollos
3412080	69,20	31,40	0,80 mm	100 m x 10 rollos
3412081	85,10	38,60	0,90 mm	100 m x 10 rollos
3412082	99,20	45,00	1,00 mm	100 m x 10 rollos
3412083	123,5	56,00	1,20 mm	100 m x 10 rollos
3412084	152,1	69,00	1,40 mm	100 m x 10 rollos
3412085	185,2	84,00	1,60 mm	100 m x 10 rollos
3412086	233,7	106,00	1,80 mm	50 m x 10 rollos
3412087	297,6	135,00	2,00 mm	50 m x 10 rollos

Figura 51: ficha técnica de cuerda de nylon ARATY, (2020).

Anexo 10: características del módulo de reconocimiento de voz V3 (ELECHOUSE, 2014).

Voice Recognition Module V3

Speak to Control (Arduino compatible)



Overview

ELECHOUSE Voice Recognition Module is a compact and easy-control speaking recognition board.

This product is a speaker-dependent voice recognition module. It supports up to 80 voice commands in all. Max 7 voice commands could work at the same time. Any sound could be trained as command. Users need to train the module first before let it recognizing any voice command.

This board has 2 controlling ways: Serial Port (full function), General Input Pins (part of function). General Output Pins on the board could generate several kinds of waves while corresponding voice command was recognized.

Figura 52 módulo de reconocimiento de voz ELECHOUSE V3.

Parameter

- Voltage: 4.5-5.5V
- Current: <40mA
- Digital Interface: 5V TTL level for UART interface and GPIO
- Analog Interface: 3.5mm mono-channel microphone connector + microphone pin interface
- Size: 31mm x 50mm
- Recognition accuracy: 99% (under ideal environment)

Feature

- Support maximum 80 voice commands, with each voice 1500ms (one or two words speaking)
- Maximum 7 voice commands effective at same time
- Arduino library is supplied
- Easy Control: UART/GPIO
- User-control General Pin Output

Terminology

- VR3 -- Voice Recognition Module V3
- Recognizer -- a container where acting voice commands (max 7) were loaded. It is core part of voice recognition module. For example, it works like "playing balls". You have 80 players in your team. But you could not let them all play on the court together. The rule only allows 7 players playing on the court. Here the Recognizer is the list which contains names of players working on the court.
- Recognizer index -- max 7 voice commands could be supported in the recognizer. The recognizer has 7 regions for each voice command. One index corresponds to one region: 0-6
- Train -- the process of recording your voice commands
- Load -- copy trained voice to recognizer

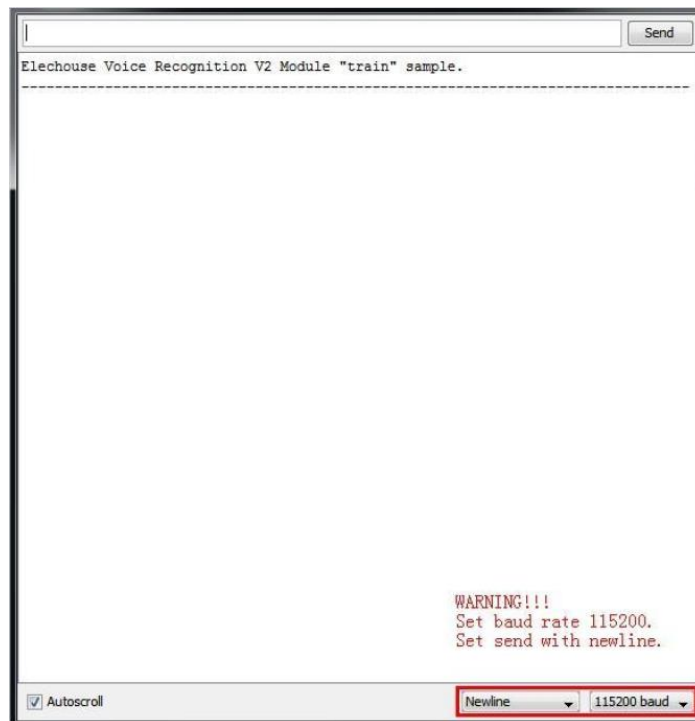


Figura 53: ficha técnica del modulo de voz ELECHOUSE V3 (ELECHOUSE, 2014).

```

sigtrain|
-----
Elechouse Voice Recognition V3 Module "train" sample.
-----
Usage:
-----
COMMAND      FORMAT      EXAMPLE      Comment
-----
train        train (r0) (r1)...   train 0 2 45   Train records
load         load (r0) (r1) ...   load 0 51 2 3   Load records
clear        clear                               remove all records in Recognizer
record       record / record (r0) (r1)... record / record 0 79 Check record train status
vr           vr                               Check recognizer status
getsig       getsig (r)           getsig 0         Get signature of record (r)
sigtrain     sigtrain (r) (sig)   sigtrain 0 ZERO  Train one record(r) with signature(sig)
settings     settings            settings         Check current system settings
help         help                help             print this message
-----
sigtrain 0 inicio
-----
Record: 0     Speak now
Record: 0     Speak again
Record: 0     Cann't matched
Record: 0     Speak now
Record: 0     Speak again
Record: 0     Cann't matched
Record: 0     Speak now
Record: 0     Speak again
Record: 0     Success
Success: 1
Record 0     Trained
SIG: inicio
-----
sigtrain 1 abrir
-----
Record: 1     Speak now
Record: 1     Speak again
-----

```

Figura 54: Insercion del comando de voz para el módulo de reconocimiento de voz ELECHOUSE V3 (ELECHOUSE, 2014).

Anexo 11: características de driver de motor DRV8825 (INSTRUMENTS, 2010).

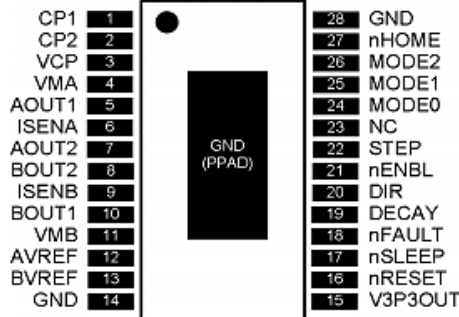


www.ti.com

SLVSA73F – APRIL 2010 – REVISED JULY 2014

DRV8825

6 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		I/O ⁽¹⁾	DESCRIPTION	EXTERNAL COMPONENTS OR CONNECTIONS
NAME	NO.			
POWER AND GROUND				
CP1	1	I/O	Charge pump flying capacitor	Connect a 0.01- μ F 50-V capacitor between CP1 and CP2.
CP2	2	I/O	Charge pump flying capacitor	
GND	14, 28	—	Device ground	
VCP	3	I/O	High-side gate drive voltage	Connect a 0.1- μ F 16-V ceramic capacitor and a 1-M Ω resistor to VM.
VMA	4	—	Bridge A power supply	Connect to motor supply (8.2 to 45 V). Both pins must be connected to the same supply, bypassed with a 0.1- μ F capacitor to GND, and connected to appropriate bulk capacitance.
VMB	11	—	Bridge B power supply	
V3P3OUT	15	O	3.3-V regulator output	Bypass to GND with a 0.47- μ F 6.3-V ceramic capacitor. Can be used to supply VREF.
CONTROL				
AVREF	12	I	Bridge A current set reference input	Reference voltage for winding current set. Normally AVREF and BVREF are connected to the same voltage. Can be connected to V3P3OUT.
BVREF	13	I	Bridge B current set reference input	
DECAY	19	I	Decay mode	Low = slow decay, open = mixed decay, high = fast decay. Internal pulldown and pullup.
DIR	20	I	Direction input	Level sets the direction of stepping. Internal pulldown.
MODE0	24	I	Microstep mode 0	MODE0 through MODE2 set the step mode - full, 1/2, 1/4, 1/8/1/16, or 1/32 step. Internal pulldown.
MODE1	25	I	Microstep mode 1	
MODE2	26	I	Microstep mode 2	
NC	23	—	No connect	Leave this pin unconnected.
nENBL	21	I	Enable input	Logic high to disable device outputs and indexer operation, logic low to enable. Internal pulldown.
nRESET	16	I	Reset input	Active-low reset input initializes the indexer logic and disables the H-bridge outputs. Internal pulldown.
nSLEEP	17	I	Sleep mode input	Logic high to enable device, logic low to enter low-power sleep mode. Internal pulldown.
STEP	22	I	Step input	Rising edge causes the indexer to move one step. Internal pulldown.
STATUS				
nFAULT	18	OD	Fault	Logic low when in fault condition (overtemp, overcurrent)

(1) Directions: I = input, O = output, OD = open-drain output, IO = input/output

Figura 55: Ficha técnica de driver de motor DRV8825 (INSTRUMENTS, 2010).

Feature Description (continued)

8.3.2 Current Regulation

The current through the motor windings is regulated by a fixed-frequency PWM current regulation, or current chopping. When an H-bridge is enabled, current rises through the winding at a rate dependent on the DC voltage and inductance of the winding. Once the current hits the current chopping threshold, the bridge disables the current until the beginning of the next PWM cycle.

In stepping motors, current regulation is used to vary the current in the two windings in a semi-sinusoidal fashion to provide smooth motion.

The PWM chopping current is set by a comparator which compares the voltage across a current sense resistor connected to the xISEN pins, multiplied by a factor of 5, with a reference voltage. The reference voltage is input from the xVREF pins.

The full-scale (100%) chopping current is calculated in [Equation 1](#).

$$I_{\text{CHOP}} = \frac{V_{(\text{xREF})}}{5 \times R_{\text{ISENSE}}} \quad (1)$$

Example:

If a 0.25-Ω sense resistor is used and the VREFx pin is 2.5 V, the full-scale (100%) chopping current will be 2.5 V / (5 x 0.25 Ω) = 2 A.

The reference voltage is scaled by an internal DAC that allows fractional stepping of a bipolar stepper motor, as described in the microstepping indexer section below.

8.3.3 Decay Mode

During PWM current chopping, the H-bridge is enabled to drive current through the motor winding until the PWM current chopping threshold is reached. This is shown in [Figure 7](#) as case 1. The current flow direction shown indicates positive current flow.

Once the chopping current threshold is reached, the H-bridge can operate in two different states, fast decay or slow decay.

In fast decay mode, once the PWM chopping current level has been reached, the H-bridge reverses state to allow winding current to flow in a reverse direction. As the winding current approaches 0, the bridge is disabled to prevent any reverse current flow. Fast decay mode is shown in [Figure 7](#) as case 2.

In slow decay mode, winding current is recirculated by enabling both of the low-side FETs in the bridge. This is shown in [Figure 7](#) as case 3.

Figura 56: Especificaciones para la programación del driver de motor DRV8825 (INSTRUMENTS, 2010) .

Anexo 12: diagrama electrónico para el sistema de control.

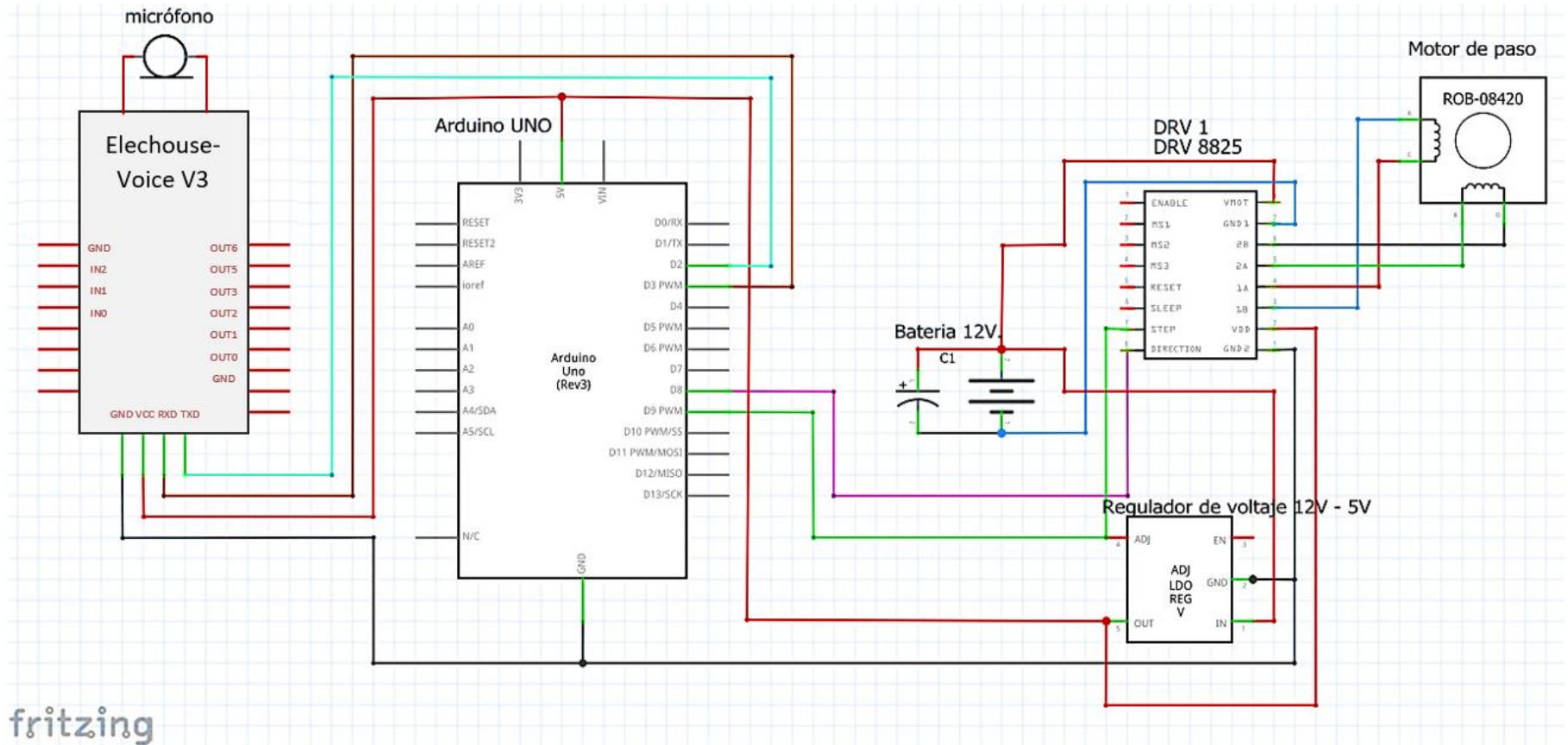
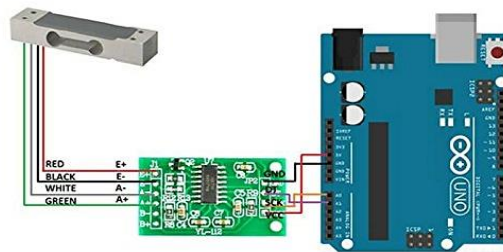


Figura 57: esquema electrónico del sistema de control para el exoguante mecánico

Anexo 13: configuración de la celda de carga (NAYLAMP MECHATRONICS, 2016).

Una celda de carga SEN-CC-YZC-133 es un transductor que convierte una fuerza mecánica en una señal eléctrica, a través de galgas que contiene, configuradas en un puente Wheatstone. este dispositivo se conecta a una interfaz HX711 que se encarga de la lectura del puente Wheatstone.



Conexiones entre la Celda de carga, módulo HX711 y Arduino.

Conexión entre la Celda de carga y módulo HX711

Celda De Carga	Módulo HX711
Cable Rojo	Pin E+
Cable Negro	Pin E-
Cable Verde	Pin A-
Cable Blanco	Pin A+

Conexión entre HX711 y Arduino

Módulo HX711	Arduino UNO, MEGA, NANO
Pin GND	Pin GND
Pin DT	Pin A1
Pin SCK	Pin A0
Pin VCC	Pin 5V

Figura 58: características técnicas y conexiones de la celda de carga SEN-CC-YZC-133.

para calibrar el dispositivo se debe hallar el valor de la escala que se utilizará; es decir hallar el factor de conversión para convertir valor de lectura en un valor

```
#include "HX711.h"
const int DOUT=A1;
const int CLK=A0;

HX711 balanza;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  balanza.begin(DOUT, CLK);
  Serial.print("Lectura del valor del ADC:t");
  Serial.println(balanza.read());
  Serial.println("No ponga ningún objeto sobre la balanza");
  Serial.println("Destarando...");
  balanza.set_scale(); //La escala por defecto es 1
  balanza.tare(20); //El peso actual es considerado Tara.
  Serial.println("Coloque un peso conocido:");
}

void loop() {

  Serial.print("Valor de lectura: t");
  Serial.println(balanza.get_value(10),0);
  delay(100);
}
```

Figura 59: código de programación en Arduino para la celda de carga SEN-CC-YZC-133.

Anexo 15: disposición de la celda de carga SEN-CC-YZC-133

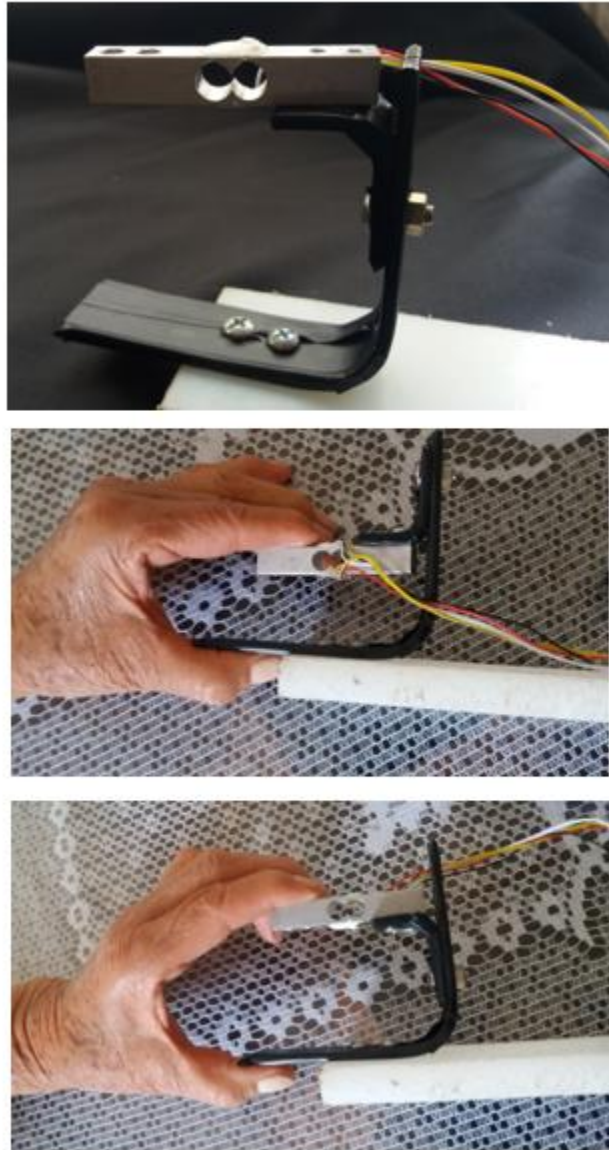


Figura 60: modulo experimental y medición de fuerza de pellizco en los dedos índice y medio.

Anexo 16: Medición de la fuerza promedio de pellizco en los dedos índice y medio

Tabla 30: Registro de las fuerzas de pellizco promedio de los dedos índice y medio.

DEDO	POSICIÓN (milímetros)	FUERZA (Newton)	TIEMPO (segundos)
Índice	10	0.529	5
		0.284	
		0.225	
		0.303	
		0.343	
Índice	45	0.735	5
		0.744	
		0.715	
		0.695	
		0.860	
Índice	70	0.882	5
		0.872	
		0.882	
		0.852	
		0.784	
Medio	10	0.284	5
		0.313	
		0.264	
		0.245	
		0.245	
Medio	45	0.764	5
		0.784	
		0.735	
		0.725	
		0.754	
Medio	70	0.744	5
		0.754	
		0.754	
		0.715	
		0.686	

Anexo 17: curvas graficas de la medición de fuerza promedio en dedo índice y dedo medio

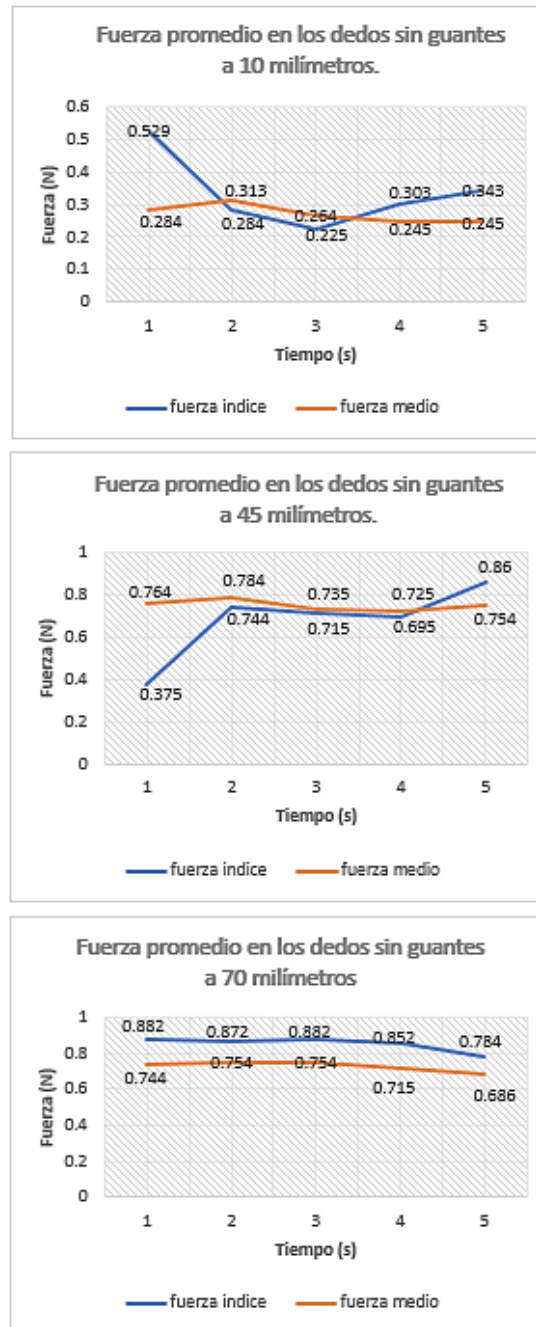


Figura 61: Curvas de fuerza promedio ejercida por los dedos índice y medio a desplazamientos de 10, 45 y 70 milímetros.

Anexo 18: Medición de fuerza máxima promedio de pellizco y tensión máxima promedio de cuerdas para dedo índice y dedo medio.

Tabla 31: Registro de fuerzas de apriete promedio y tensión de las cuerdas tendón en los dedos índice y medio para desplazamientos de 10, 45 y 70 milímetros.

DEDO	POSICIÓN (milímetros)	FUERZA de prensión (Newton)	TENSIÓN EN LA CUERDA (Newton)	TIEMPO (segundos)
Índice	10	7.57	9.31	5
		7.59	9.31	
		7.60	9.319	
		7.59	9.30	
		7.59	931	
Índice	45	7.252	8.918	5
		7.261	8.927	
		7.252	8.927	
		7.271	8.927	
		7.252	8.918	
Índice	70	6.319	8.624	5
		6.319	8.624	
		9.319	8.624	
		6.327	8.624	
		6.327	8.633	
Medio	10	7.54	9.26	5
		7.55	9.27	
		7.55	9.27	
		7.54	9.26	
		7.54	9.26	
Medio	45	7.232	8.869	5
		7.212	8.849	
		7.203	8.849	
		7.212	8.849	
		7.222	8.852	
Medio	70	6.141	8.477	5
		6.132	8.477	
		6.114	8.457	
		6.141	8.486	
		6.141	8.477	

Anexo 19: Medición del tiempo promedio de respuesta del sistema de control para el apriete de los dedos medio e índice a un desplazamiento de 10, 45 y 70 milímetros.

Tabla 32: Registro de tiempo promedio de respuesta del sistema de control, para desplazamiento de 10, 45y 70 milímetros.

	Desplazamiento 10 milímetros	Desplazamiento 45 milímetros	Desplazamiento 70 milímetros
TIEMPO (Segundos)	FUERZA DE PELLIZCO (Newton)	FUERZA DE PELLIZCO (Newton)	FUERZA DE PELLIZCO (Newton)
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	3.2
4	0	3	5
5	0	4.54	6
6	4	5	6.8
7	4.8	5.8	7.3
8	6	6	7.51
9	6.1	6.8	7.57
10	6.3	7	7.6
11	6.3	7.15	7.59
12	6.327	7.2	7.59
13	6.329	7.252	7.58
14	6.327	7.26	7.59
15	6.327	7.271	7.6
16	6.327	7.27	7.59
17	6.327	7.25	7.59
18	0	0	0

Anexo 20: Curva grafica de las fuerzas promedio de apriete y tensión de las cuerdas utilizando el exoguante mecánico, a un desplazamiento de 10 milímetros.

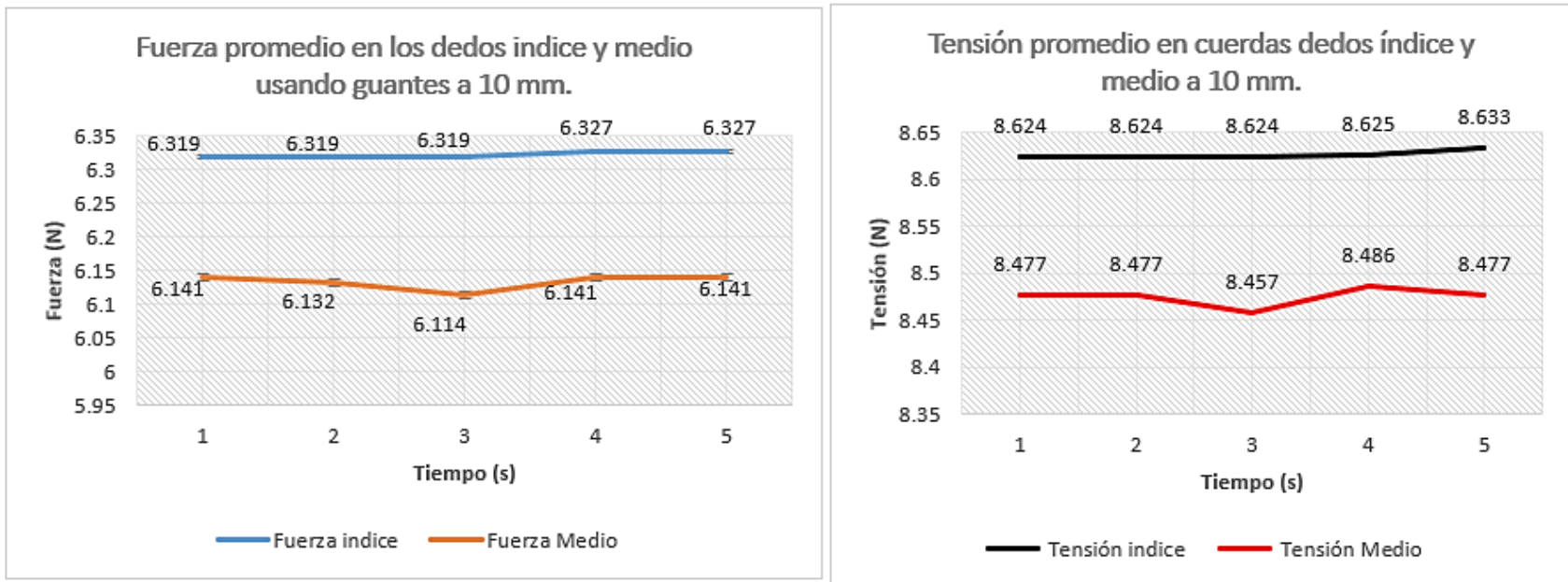


Figura 62: Curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 10 milímetros.

Anexo 21: curva grafica del tiempo de respuesta promedio al apriete para un desplazamiento de 10 milímetros.

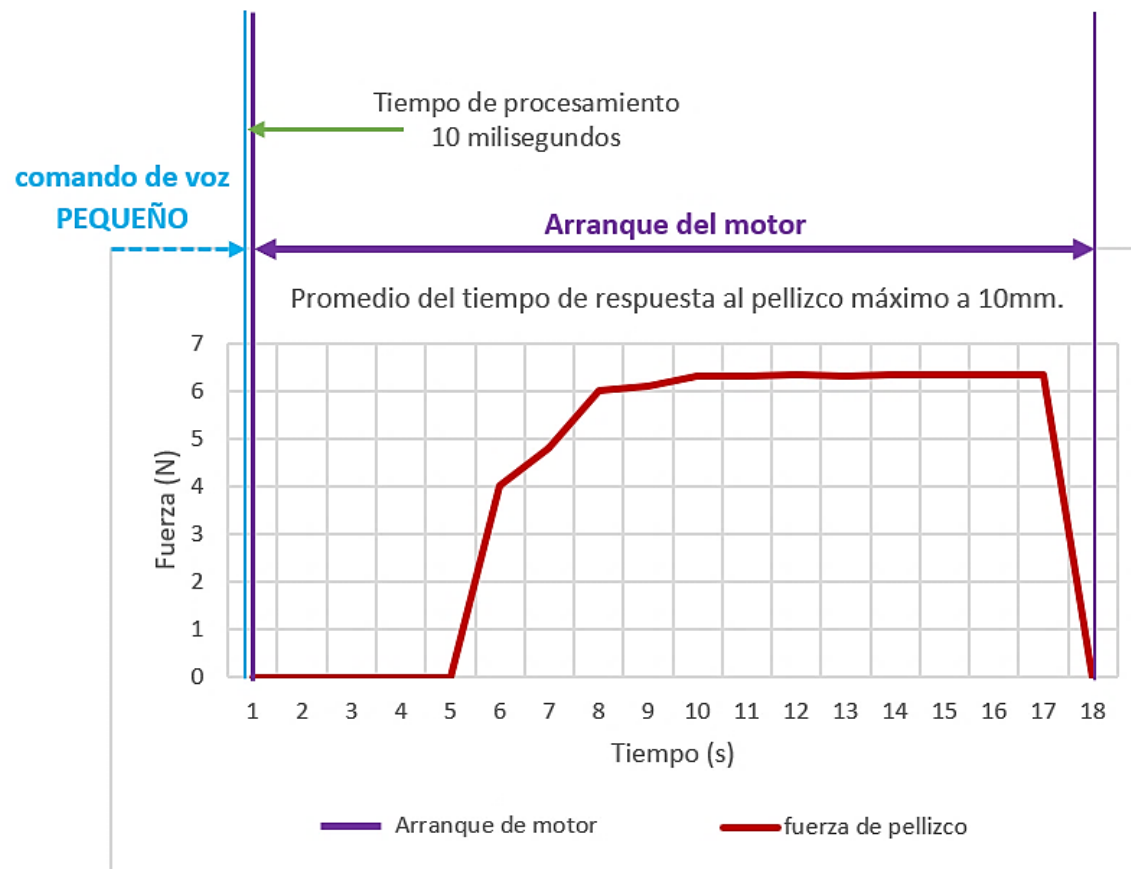


Figura 63: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 10 milímetros.

Anexo 22: Curva grafica de las fuerzas promedio de apriete y tensión de las cuerdas utilizando el exogante mecánico, a un desplazamiento de 45 milímetros.

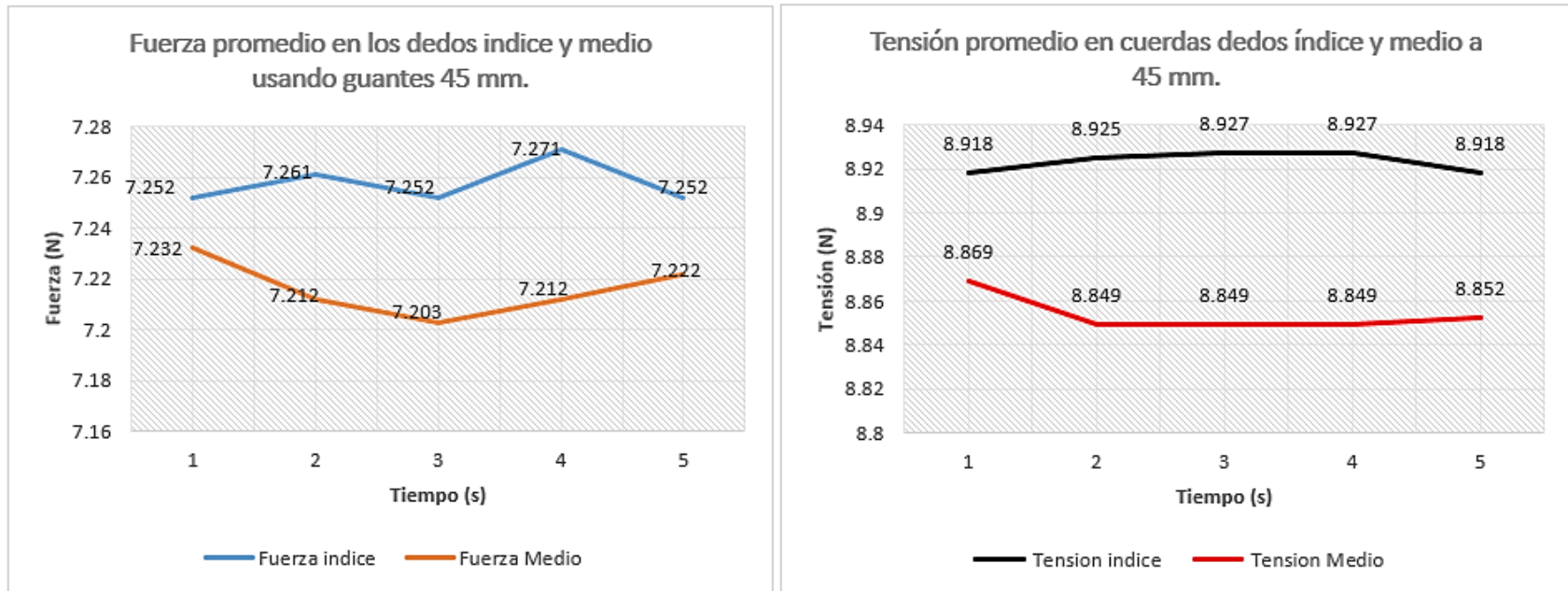


Figura 64: curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 45 milímetros

Anexo 23: curva grafica del tiempo de respuesta promedio al apriete para un desplazamiento de 45 milímetros.

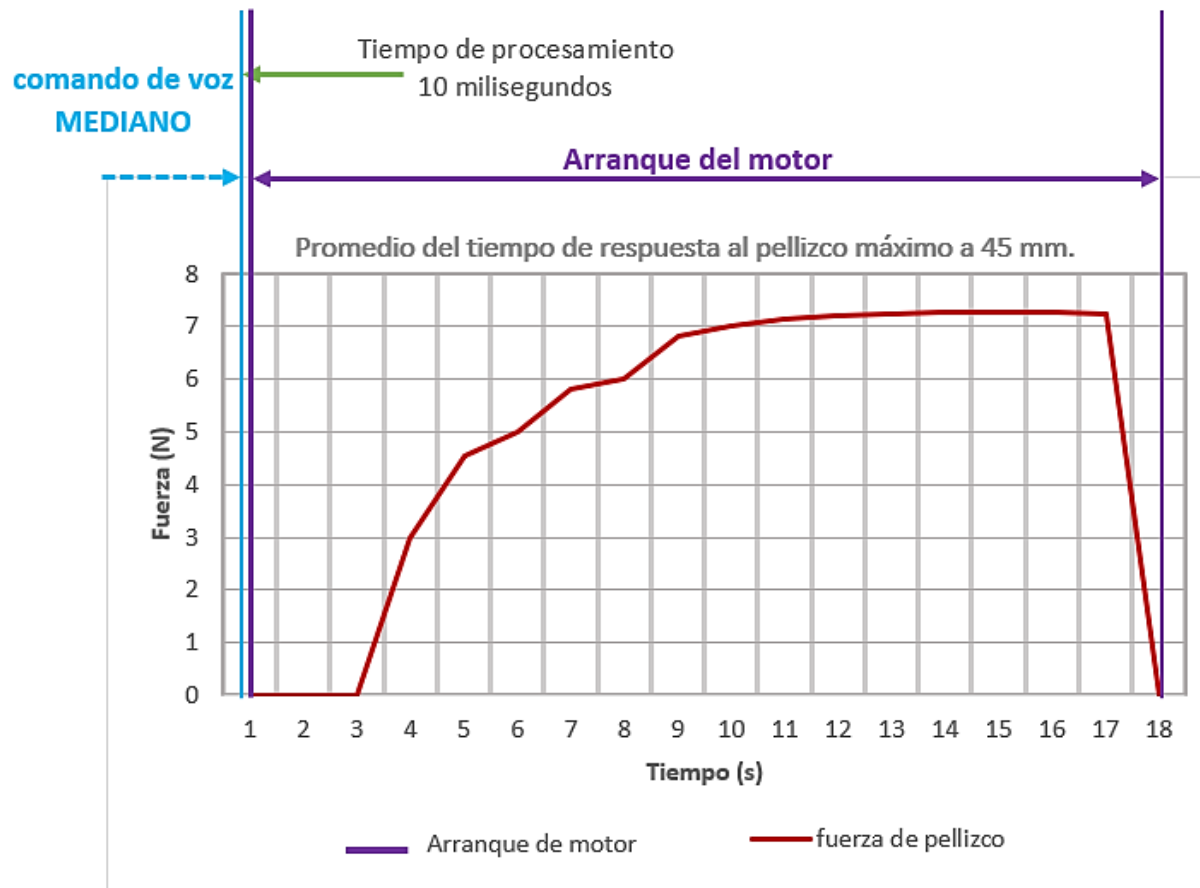


Figura 65: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 45 milímetros.

Anexo 24: Curva grafica de las fuerzas promedio de apriete y tensión de las cuerdas utilizando el exoguante mecánico, a un desplazamiento de 70 milímetros.

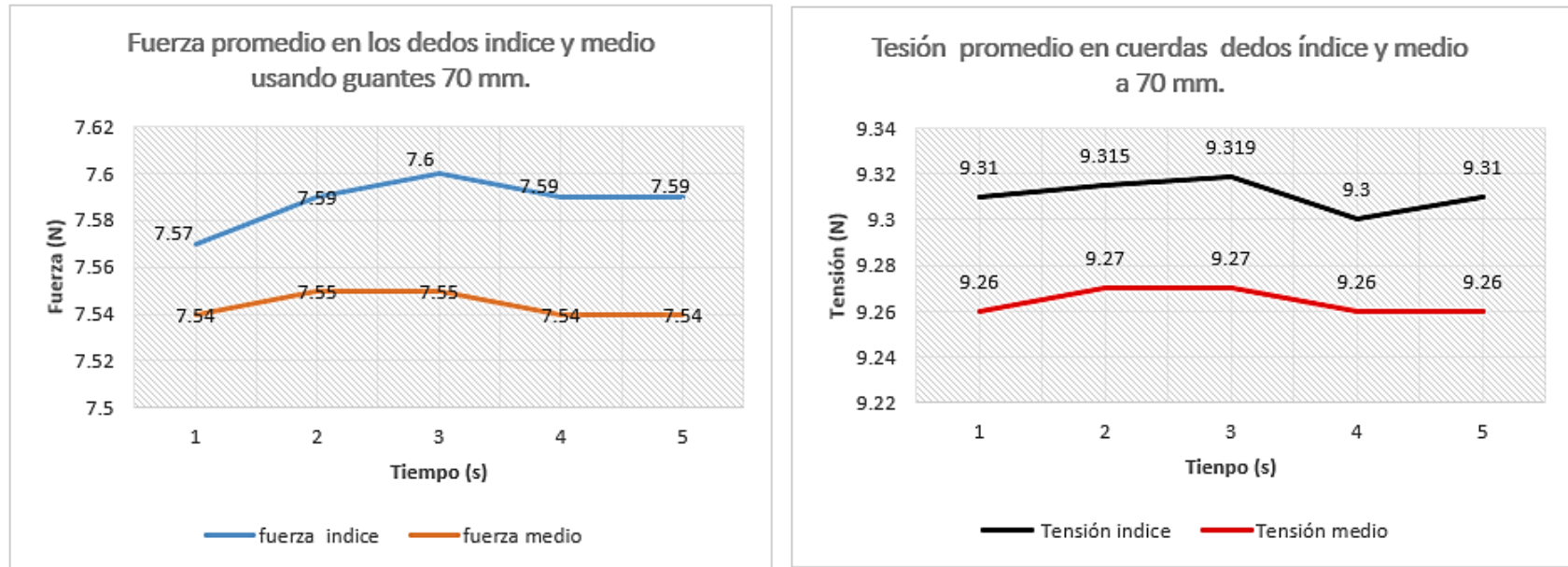


Figura 66: curva grafica de las fuerzas promedio y tensión de cuerdas en los dedos índice y medio para un desplazamiento de 70 milímetros.

Anexo 25: curva grafica del tiempo de respuesta promedio al apriete para un desplazamiento de 70 milímetros.

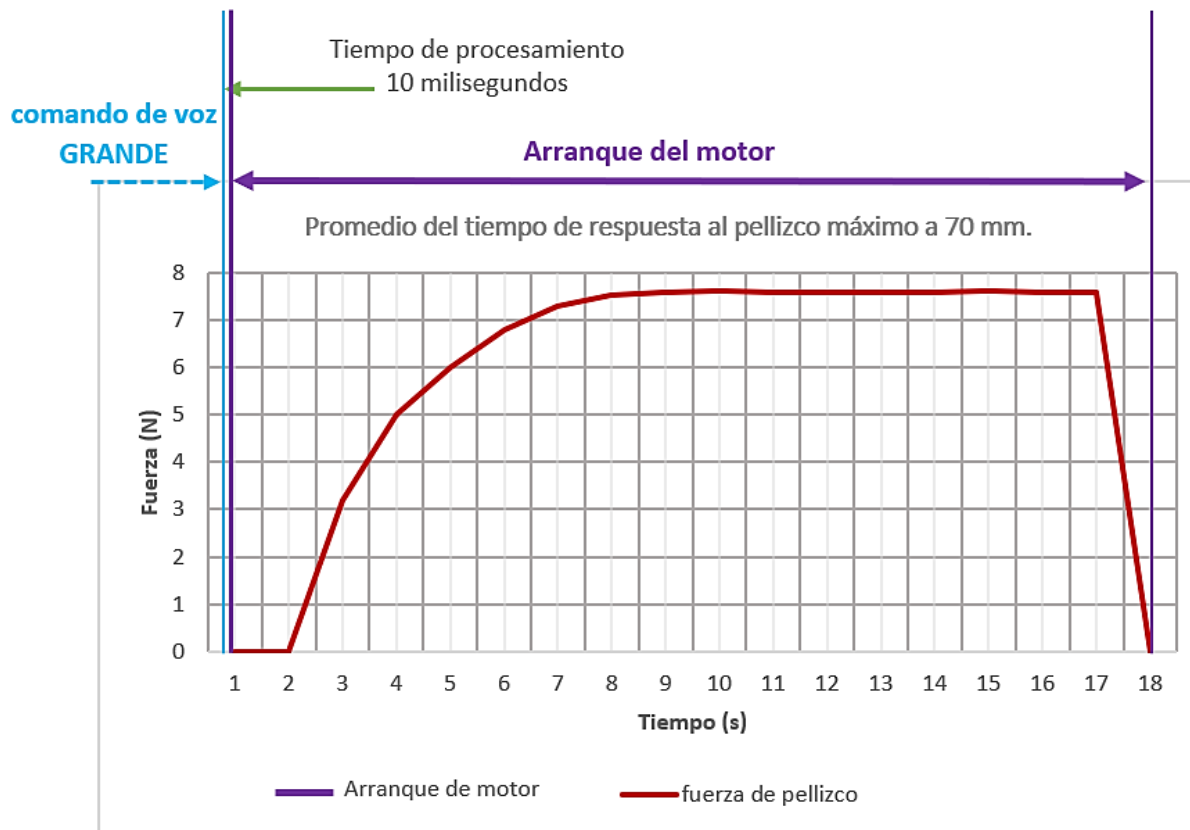


Figura 67: Curva gráfica del tiempo de respuesta promedio del sistema de control a un desplazamiento de 70 milímetros.

Anexo 25: Posición para el registro de fuerza de pellizco en la celda de carga SEN-CC-YZC-133.

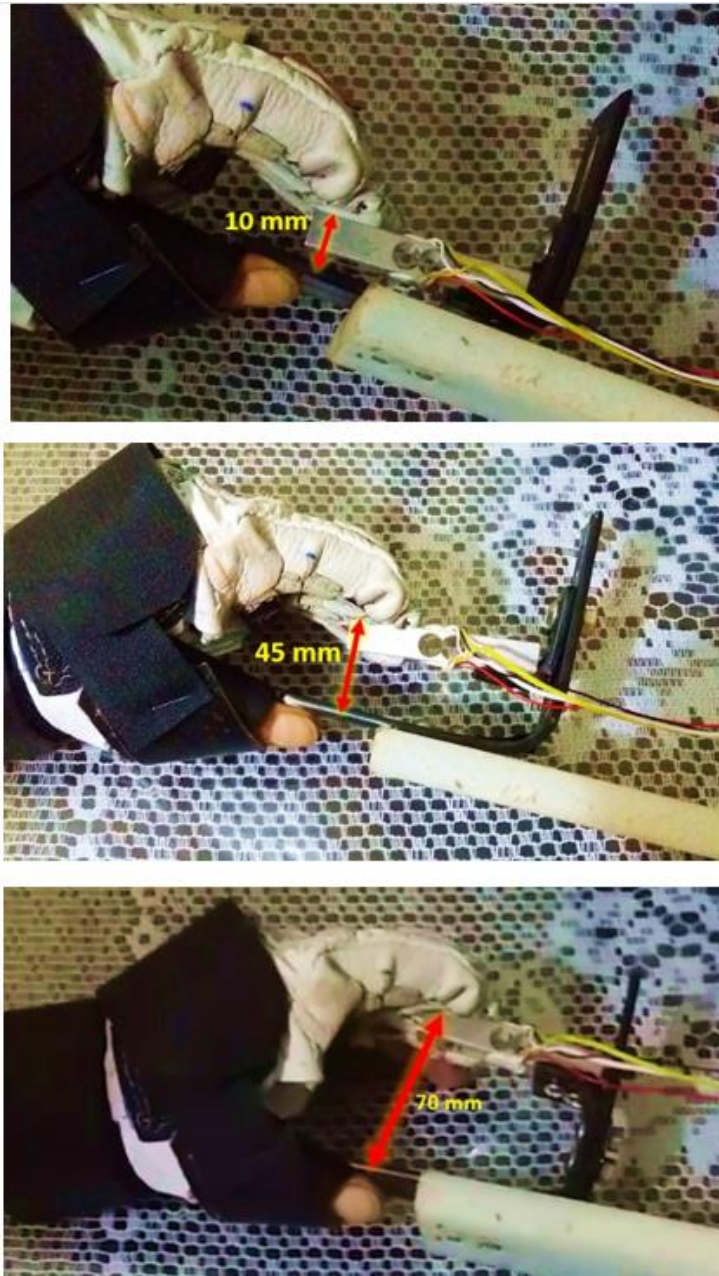


Figura 68: ubicación de los dedos con el exoguante mecánico en la celda de carga SEN-CC-YZC-133 para el registro de fuerzas de pellizco.

Anexo 26: Código de programación para el control de modulo ELECHOUSE V3, registro de los comandos de voz.

```
PRUEBA_5$
uint8_t buf[64];

const int dirPin = 8;
const int stepPin = 9;
int Fext = 10; // final de carrera para la extensión de mano//
int Fcont = 11; // final de carrera de contraido de mano//

const int steps = 600;
int microPausa = 800;

#define cierra    (0)
#define abre     (1)
#define pequeño  (2)
#define mediano  (3)
#define grande   (4)
/**
 * @brief Print signature, if the character is invisible,
 *        print hexible value instead.
 * @param buf    --> command length
 *        len    --> number of parameters
 */
void printSignature(uint8_t *buf, int len)
{
    int i;
    for(i=0; i<len; i++){
        if(buf[i]>0x19 && buf[i]<0x7F){
            Serial.write(buf[i]);
        }
    }
}
```

Figura 69: Código de programación y declaración de los comandos de voz a través del software Arduino.

Anexo 27: Código de programación para el control y calibración del motor de paso nema 17.

```
PRUEBA_5$
    delayMicroseconds (microPausa);
}
}
break;
case mediano:
    digitalWrite (dirPin, LOW); // cerrar mano
    for (int x = 0; x < 1600; x++)
    {
        if (digitalRead (Fcont)== LOW){
            digitalWrite (stepPin, HIGH);
            delayMicroseconds (microPausa);
            digitalWrite (stepPin, LOW);
            delayMicroseconds (microPausa);
        }
    }
    break;
case grande:
    digitalWrite (dirPin, LOW); // cerrar mano
    for (int x = 0; x < 800; x++)
    {
        if (digitalRead (Fcont)== LOW){
            digitalWrite (stepPin, HIGH);
            delayMicroseconds (microPausa);
            digitalWrite (stepPin, LOW);
            delayMicroseconds (microPausa);
        }
    }
}
```

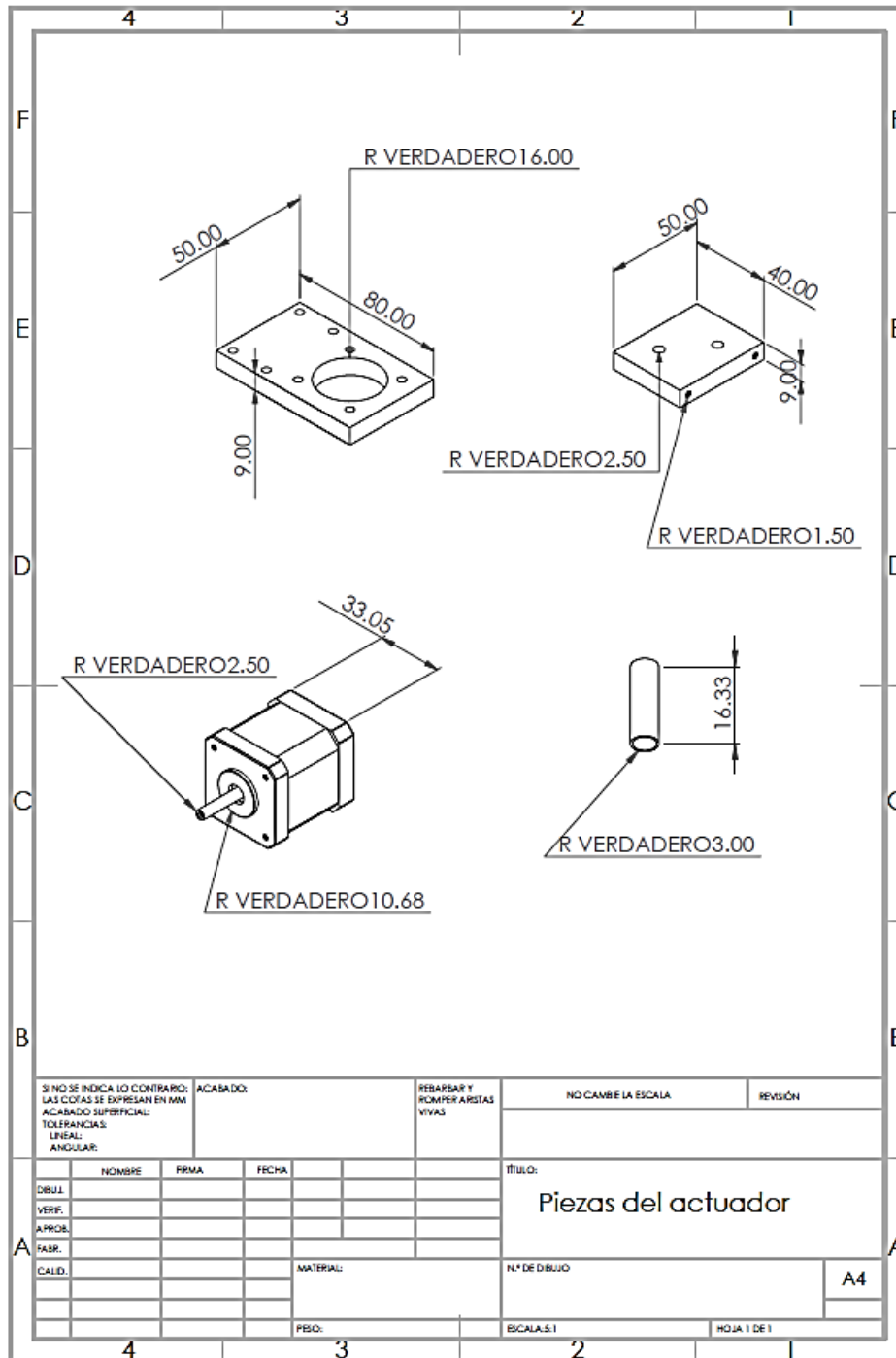
Figura 70: Declaración de los parámetros para control del motor de paso instalado en el actuador.

Anexo 28: Planos mecánicos ensamble del actuador.

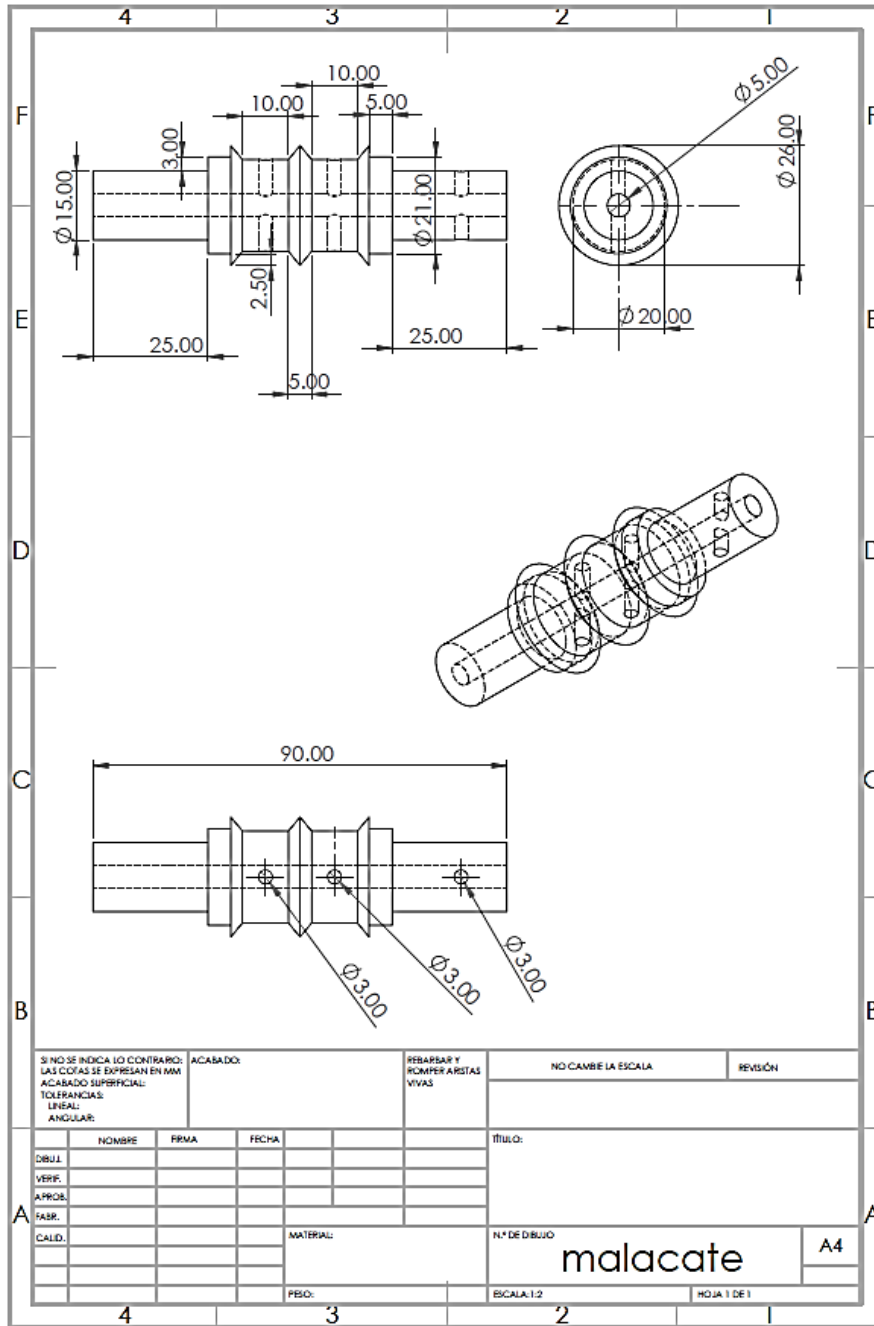
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	malacate		1
2	rodaje 32mm		2
3	soporte frontal		2
4	soporte lateral		2
5	tubo soporte		4
6	motor de paso		1
7	B18.3.4M - 3 x 0.5 x 12 SBHCS -N		8

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
NOMBRE			TÍTULO:		
DIBUJ.			Ensamblaje de actuador		
VERIF.			N.º DE DIBUJO		
APROB.			A4		
FABR.			ESCALA: 1:5		
CALD.			HOJA 1 DE 1		
MATERIAL:					
PEÑO:					

Anexo 29: Planos mecánicos, elementos que conforman el actuador.



Anexo 19: Planos mecánicos, dimensiones del cabrestante (malacate).



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER A RISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:	
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.				N.º DE DIBUJO	
				malacate	
				A4	
			MATERIAL:	ESCALA: 1:2	
			PSO:	HOJA 1 DE 1	

Anexo 20: diagrama de GANTT para el desarrollo del proyecto Exoguante mecánico.

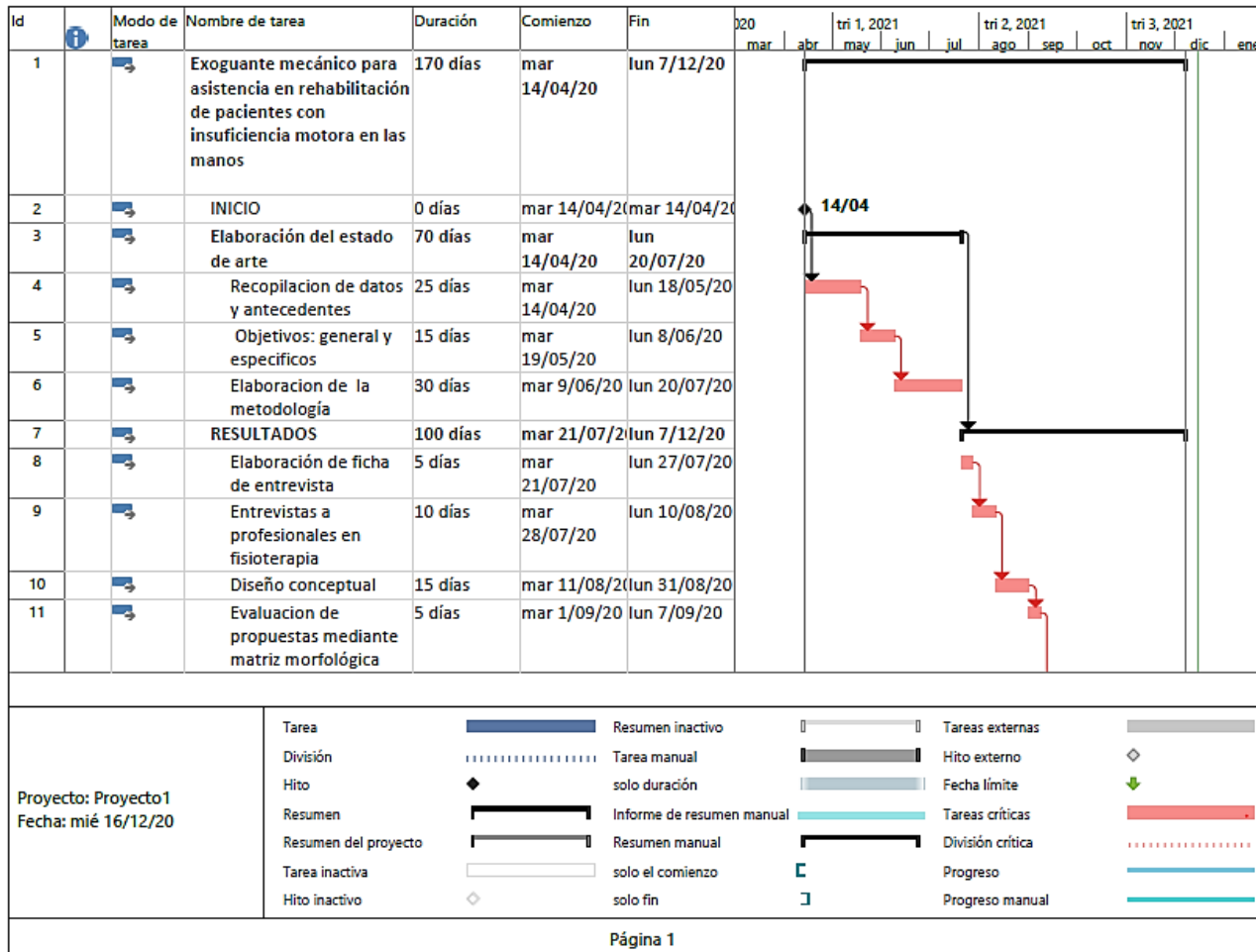


Figura 71: Diagrama de GANTT elaboración del estado de arte y desarrollo.

Anexo 21: diagrama de GANTT para la construcción del Exoguante mecánico.

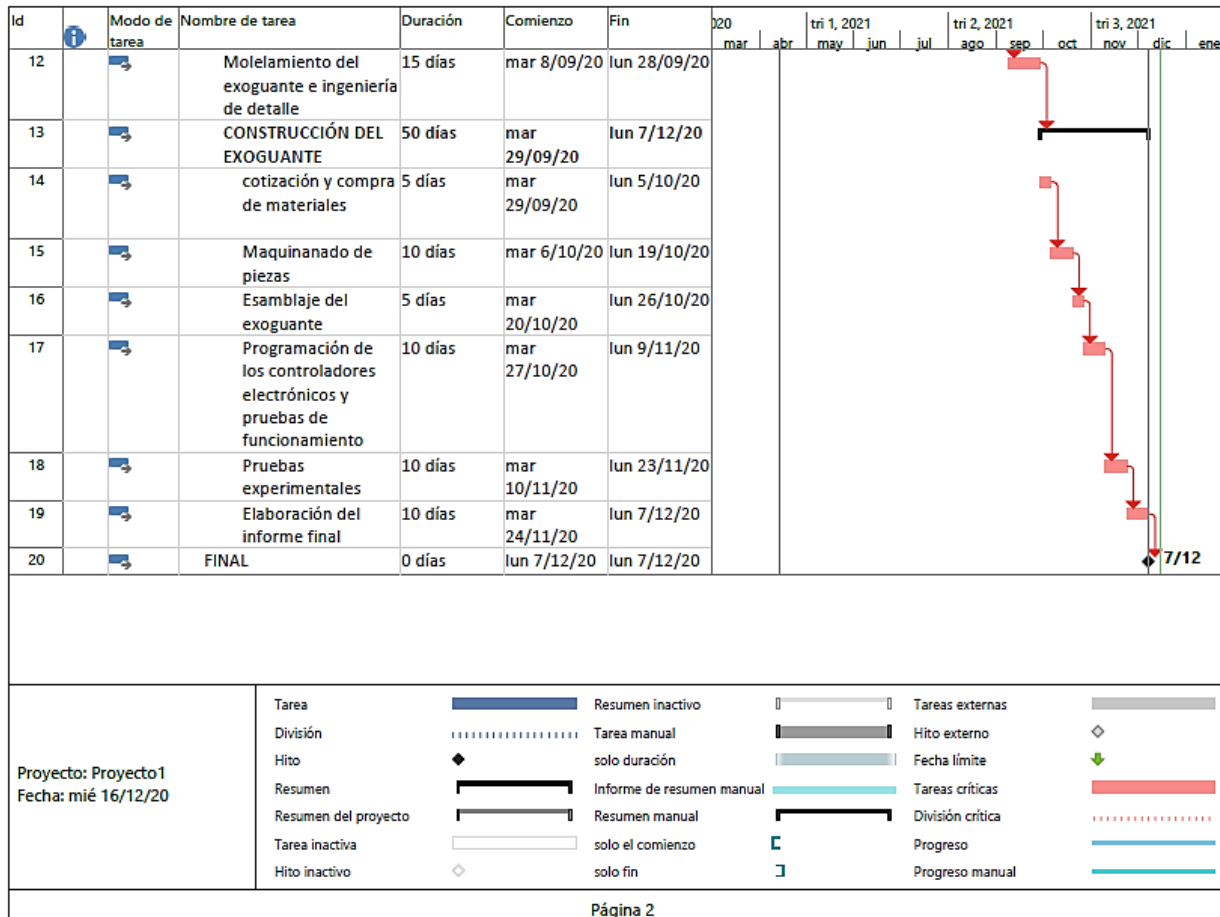


Figura 72: Diagrama de GANTT, construcción del exoguante mecánico.

Anexo 22: Costo de materiales electrónicos de control.



MTLAB S.A.C.
 AV. GERARDO UNGER NRO. 317 INT. 201 URB.
 INGENIERIA LIMA - LIMA - SAN MARTIN DE
 PORRES
<https://mtlab.pe>
 Cel: 981588585 Email: ventas@mtlab.pe
 Adquiriente:
JACINTO MILLER CCANCCAPA MACEDO
 DNI: 44135641

RUC: 20602437362
BOLETA ELECTRONICA
Nro. B002-00000876

Fecha de vencimiento	Moneda
30-09-2020	SOLES (PEN)
Fecha de emisión	IGV
28-09-2020	18.00%

Cantidad	Unidad	Descripción	Precio Unitario	Importe total
1	UN	Motor de paso nema 17 SL42STH48-1684A 1.7A 5kg.cm	70.00	70.00
1	UN	Driver PaP. DRV8825 1.5A	20.00	20.00
1	UN	Módulo de reconocimiento de voz v.3 (MOD-VRC3)	120.00	120.00
1	UN	Arduino UNO R3	40.00	40.00
1	UN	Fuente de alimentación AC/DC 60W 12V 5A	35.00	35.00
1	UN	Regulador de voltaje Step-Up 2.5A XL6009	10.00	10.00
1	UN	KR1 RELE DE ESTADO SOLIDO, SSR-40DA, ENTRADA DESDE 3V HASTA 32VDC, PUEDE ACTIVAR O DESACTIVAR 24VAC 380VAC Y MAX. 40A. SSR	35.00	70.00
1	UN	Celda de carga 5Kg. SEN-CC-YZC-133	20.00	20.00
1	UN	Módulo H711 transmisor de carga	12.00	12.00
1	UN	Conectores y cables Dupont	5.00	5.00

Observaciones	
Operación Gravada	S/ 272.24
Subtotal	S/ 272.24
IGV	S/ 59.76
Importe total	S/ 332.00

Importe en letras	Cuentas Bancarias	1912496975067
SEISCIENTOS VEINTISIETE Y 00/100 SOLES	BCP Soles	CCI 002-19100249697506758
Resumen	Banco de la Nación Devaluación Soles	00-028-069480
/Zoj+krCGHwzBHExf/vkRORQDTC-		

Figura 73: Boleta de venta de materiales electrónicos de control.