



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS

Título: INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA FUERZA DE AGARRE EN LOS DEDOS DE LA MANO

Autor: LISDNEY WARD TAYLOR

Jurado

Jurado

Director:

Cartagena, Mayo del 2017

INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA FUERZA DE
AGARRE EN LOS DEDOS DE LA MANO

LISDNEY WARD TAYLOR

Directora:

Sonia Contreras Ortiz

Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías
Programa de Ingeniería Mecatrónica
Cartagena

10 de Mayo del 2017

**INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA FUERZA DE
AGARRE EN LOS DEDOS DE LA MANO**

LISDNEY WARD TAYLOR

Trabajo de grado para optar al título de

Ingeniera Mecatrónica

Directora:

Sonia Contreras Ortiz

Universidad Tecnológica de Bolívar

Facultad de Ingenierías

Cartagena

10 de Mayo del 2017

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo el desarrollo de un sistema para la estimación de las fuerzas aplicadas en las extremidades superiores del ser humano, específicamente, en los dedos. Se diseñó un instrumento cómodo para el usuario que permite la realización de las mediciones por medio de cuatro sensores de fuerza ubicados en un guante, uno en cada dedo (pulgar, índice, medio y anular).

Se empleó una tarjeta Bluno Nano, la cual integra un módulo Bluetooth 4.0 junto a un módulo Arduino UNO. A su vez se diseñó una PCB con los componentes requeridos para el acondicionamiento de las señales de los sensores: resistencias, amplificadores operacionales y batería. La tarjeta Bluno Nano envía los valores de fuerza de manera inalámbrica a una computadora con un adaptador Bluetooth de baja energía USB que cuenta con un programa para visualizar y guardar en archivos de texto la información adquirida.

Agradecimientos

A mi padre Glenn Ward Salcedo, por su apoyo económico, por ser mi ejemplo y orientarme en la parte profesional y el esfuerzo tan grande que tuvo que hacer en la vida por sacar adelante a todos sus hijos.

A mi madre Magdalena Taylor Taylor, por ser la que me formó como persona, cuidarme, estar pendiente de mí durante toda la carrera y ayudarme en todo lo que estaba dentro de sus capacidades.

A la Universidad Tecnológica de Bolívar y a todo su personal, por ser el centro de mi formación académica, profesional y persona, por las experiencias vividas, el calor de ser residido y apoyado en todo momento.

A mi asesora y profesora Sonia Contreras Ortiz, por darme esta opción para trabajo de grado, guiarme y aconsejarme durante su realización y ser unas de mis formadoras académicas.

Al profesor Edgardo William Arrieta Ortiz, quién fue uno de los que me vieron crecer como estudiante en la UTB desde mis inicios me acompañó a madurar y mejorar mis capacidades como persona.

Al profesor Enrique Darinel González Campo, por su ayuda y ejemplo me alentó a abrirme puertas mas allá de las fronteras y conocer todo lo que el mundo pueda ofrecer.

A mis profesores Eugenio Yime Rodriguez, Juan Carlos Martinez Santos, Isaac Zúñiga Silgado, Vladimir Adolfo Quiroz Mariano y muchos otros que durante toda mi carrera me educaron y enseñaron todos los conocimientos requeridos y que serán reflejados por el resto de mi vida.

A mi compañero sentimental Daniel De Jesús Gómez, por ser en todo momento mi apoyo incondicional, alentarme y acompañarme durante toda la realización del trabajo.

A mis amigos dentro y fuera de la UTB, Daniel Del Valle Urzola, Liseth Rumié Vásquez, Juan Carlos Romero Pérez, Crystal Bojorquez, Benjamin Molina entre otros que los conocí en el lazo de tiempo de mi carrera y de una o otra forma me han ayudado a seguir adelante con su incondicional amistad.

A mis hermanos, Glenn Ward Bolivar, Vamburen Ward Bolivar, Darrel Ward Taylor, Delwis Ward Taylos, Sidney Ward Argota y Vladimir Ward Argota, por apoyarme y estar a tanto de mi avance y culminación de estudios.

A todos mis familiares, tíos, primos, abuelos y sobrinos, que siempre estaban atentos a mis estudios y que de alguna manera me felicitarán y celebrarán mis logros.

Índice

1. Introducción	11
2. Objetivos	21
2.1. Objetivo General	21
2.2. Objetivos específicos	21
3. Marco Teórico	22
3.1. Causas de la pérdida de fuerza de agarre en las manos	22
3.2. Tipos de fuerza de agarre	23
3.3. Componentes fundamentales para el proyecto	25
4. Metodología y Materiales	28
4.1. Software	29
4.2. Componentes o Materiales	29
4.3. Cálculos previos	30
4.3.1. Voltaje de Entrada	30
4.3.2. Duración de la batería	32
4.4. Procedimiento	32
5. Resultados	34
5.1. Calibración	35
5.2. Ecuaciones de los sensores Medida vs Masa	38
5.3. Cálculo de Fuerza y Presión	39
5.4. Diseño de la PCB en Proteus	42
5.5. Presupuesto	44
5.6. Montaje del guante	45
5.7. Visualización del interfaz del programa	48
6. Conclusiones	51

7. Bibliografía	52
8. Anexos	56
8.1. Código en Processing y Arduino	56

Índice de tablas

1.	Resultados por el método Factor Divisor FD	32
2.	Valores de lectura análoga de cada sensor respecto a la masa.	35
3.	Valores calculados de Fuerza y Presión	41
4.	Vista de Precios	44

Índice de figuras

1.	Proceso de funcionamiento del sistema.	12
2.	Diferencias entre los prototipos.	14
3.	Pasos del procesamiento de datos.	14
4.	Esquema resumido del proceso en el instrumento.	16
5.	Proceso de señal en el sistema.	17
6.	Diagrama resumido del procesamiento de señal.	20
7.	Representación de la fuerza de apriete. Apretón de manos.	24
8.	Representación de la fuerza de pinza. Sosteniendo una moneda.	24
9.	Representación de la fuerza de soporte. Levantamiento de una pesa.	25
10.	Construcción básica de FSR.	26
11.	LM324 datasheet.	28
12.	Gráfica que muestra el comportamiento de los sensores según el valor de resistencia RM [26].	30
13.	Representación esquemática del calculo del Divisor de Tensión	31
14.	Pesas utilizadas para la calibración de los sensores.	33
15.	Montaje para calibración de cada sensor.	33
16.	Esquema del procesamiento de datos	34
17.	Boceto a mano de la idea básica de cómo será el Guante para este proyecto.	34
18.	Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 1.	36
19.	Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 2.	36

20.	Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 3.	37
21.	Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 4.	37
22.	Representación animada del sensor y el radio de su área sensible.	39
23.	Vistas desde Proteus del diseño de la PCB.	43
24.	Tarjeta PCB sin los componentes.	45
25.	Tarjeta PCB con los componentes soldados.	45
26.	Caja Plástica que se adaptó para la PCB y la Batería.	46
27.	Cableado de sensores entre las telas del guante.	46
28.	Guante Adaptado para el proyecto	47
29.	Vista cuando no se encuentra ningún dispositivo conectado en el equipo.	48
30.	Vista donde el usuario seleccione que puerto usar.	49
31.	Vista como el programa muestra las fuerzas medidas.	49
32.	Vista de como quedan almacenados los valores de las fuerza en el archivo de texto.	50

1. Introducción

Las personas que sufren de alguna discapacidad motora en sus extremidades superiores, manos y dedos a causa de enfermedades o accidentes, se ven en la necesidad de cambiar su forma de vida o tener alguien que le ayude para realizar ciertas actividades que no pueden hacer por si solos [1]. Para ayudarles en su rehabilitación, se prescriben terapias y tratamientos a la espera de que logren retomar sus actividades y su independencia [2, 3].

Frecuentemente los terapeutas y pacientes no tienen certeza de en qué medida se logra la recuperación de la fuerza y habilidades en las manos. Con el propósito de ayudar en el seguimiento de estas personas, se propone el diseño de un instrumento fácil de usar que permita saber cuánta fuerza ejerce en los dedos el usuario durante las actividades cotidianas previas, durante y posterior a las terapias.

Para el diseño del sistema capaz de medir la fuerza de agarre, se adaptaron en un guante unos sensores de fuerza y tarjetas que procesan y envían esta información a una computadora. Se empleó el protocolo de comunicación Bluetooth de bajo consumo (BLE) que requiere de un adaptador para comunicarse con la computadora. El sistema permite ver en pantalla los valores de fuerza y los almacena en archivos de texto.

Estado del Arte

Se han desarrollado varios sistemas para el monitoreo de la fuerza de agarre de los dedos, a continuación se describen algunos de estos.

An Instrumented Glove for Monitoring Forces During Object Manipulation [4].

Este guante permite medir las fuerzas ejercidas en los dedos en cada actividad realizada por los individuos para ayudar a regular el uso de la fuerza. Se emplearon 3 sensores de fuerza resistivos ubicados individualmente uno en el pulgar, otro en el dedo índice y el ultimo en el dedo medio. medio de estos medirán la presión aplicada por el paciente al sujetar un objeto.

Los sensores de fuerza resistivos (FSR) son dispositivos que se caracterizan por la variación de su valor de resistencia según la fuerza aplicada, la resistencia es inversamente proporcional a la fuerza, es decir que entre mayor fuerza ejercida en ellas menor es su valor de resistencia. La señal del sensor se filtra y amplifica antes de la conversión A/D con un microcontrolador. Se emplea una interfaz RS232 para transmisión de datos al computador.



Figura 1: Proceso de funcionamiento del sistema.

Se realizaron las pruebas del guante con 15 personas, 9 hombres y 6 mujeres de edad media de 22 años. Se realizaron 3 tipos de pruebas, sostener una botella de 6cm de largo con 400ml de agua, una taza vacía de 8cm de largo y un vaso de 7cm de largo con 200ml de agua, teniendo en cuenta los dedos pulgar, índice y medio de cada sujeto,

Con el objetivo de verificar las variaciones de fuerzas según cada caso.

En los resultados de las pruebas y conclusiones del documento demuestran que entre mayor peso mayor es la cantidad de fuerza ejercida. Explican que el pulgar y el dedo índice son los que ejercen más fuerza en el trabajo de agarre de objetos y que el dedo medio solo ayuda a estabilizar y finalmente mencionan que este dispositivo no calcula en sus mediciones el ángulo de realización de las actividades de manera que esto puede representar un cambio importante de la cantidad medida de la fuerza aplicada en cada objeto.

Finger force measurement device for hand rehabilitation [5].

Este documento describe el desarrollo de un dispositivo capaz de medir las fuerzas de extensión ejercidas por cada dedo del paciente. Esta diseñado para las personas que sufren de enfermedades como la artritis reumatoide que es una enfermedad que afecta las articulaciones en la mano y causa dolor, hinchazón y rigidez. El sistema busca evaluar el grado de funcionalidad de las manos de los pacientes.

El propósito en esta investigación es validar la repetibilidad de las pruebas en un mismo sujeto. La repetibilidad es la capacidad de un instrumento de lanzar los mismos resultados en diferentes condiciones y periodos de tiempo. Inicialmente centran sus estudios en garantizar los resultados con un mismo individuo y no de comparar resultados de dos o más sujetos. Definen 3 causas principales de alteraciones en la repetibilidad, primero por fricción en el dispositivo, segundo por la compatibilidad entre el dispositivo y el usuario, que depende de la colocación del dispositivo, y el último, la capacidad del usuario de ejecutar su máxima fuerza.

Al primer prototipo se le incorporó un sensor de fuerza entre el dedo y un punto MCP (punto centro de masa), se acomoda el antebrazo del sujeto en una estructura, un apoyo

para el codo y en la mano se coloca un guante para fijarlo en el dispositivo, pero mediante las pruebas se observó que la fuerza a lo largo del antebrazo entre el soporte y el codo dificulta la concentración del usuario con respecto a la extensión de sus músculos. Debido a que resultó incómodo para usar, se desarrolla el otro prototipo.

En el segundo prototipo solo se dio soporte a la mano y los dedos, obteniendo así un diseño más cómodo y fácil de usar que permite al usuario centrarse en la ejecución de sus músculos que es lo importante en este trabajo, el dispositivo resulta ser más ligero, mas pequeño y es adaptable gracias a sus tres ajustes para diferentes tamaños de mano.

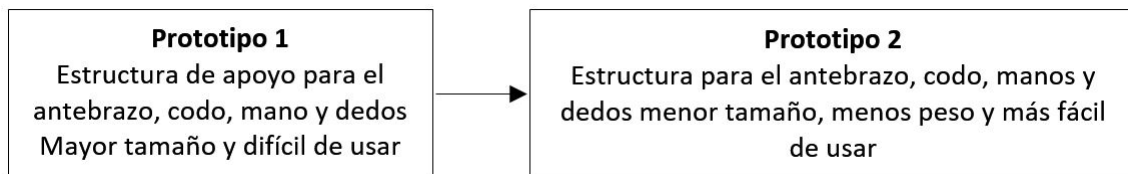


Figura 2: Diferencias entre los prototipos.

Se utilizó una célula de carga de un solo punto como sensor el cual es pequeño y de bajo peso pero de alta precisión. Los datos medidos se envían a través de un enlace en serie a un programa de Matlab.

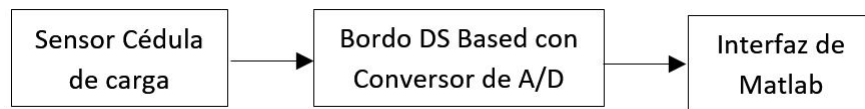


Figura 3: Pasos del procesamiento de datos.

Se usaron tres pesos diferentes para hacer las pruebas y por cada peso se realizaron diez mediciones. Se puso a prueba hasta obtener la fuerza máxima del sujeto. Se validó que esta herramienta es muy útil para medir la fuerza de extensión de los dedos.

Grip Pressure Measurements during Activities of Daily Life [6].

Se reclutaron un total de diez pacientes, cinco mujeres y cinco hombres entre los 23 y 51 años. Usaron su mano dominante (derecha) en todo el experimento. Los sujetos realizaron seis acciones separadas con varias repeticiones. Los datos de fuerza aplicada se adquirieron con el Tekscan Grip VersaTek Pressure Measurement System. Los movimientos realizados fueron abrir una puerta hacia ellos, empujar la puerta lejos de ellos. Para variar el peso de la puerta se le añadieron pesos de 3 lb, 6 lb y 11 lb. Los datos de movimiento son registrados por doce cámaras infrarrojas con una velocidad de 120Hz, las coordenadas 3D de cada marcador se exportan en Matlab para su análisis. Con información del reconocimiento de gestos físicos y la fuerza ejercida, se busca calcular la relación del agarre de la mano al mango cilíndrico y la fuerza distribuida por la misma. Esto con el propósito de usarlas en el diseño de interfaces humano-robot.

An instrumented glove for grasp specification in virtual-reality-based point-and-direct telerobotics [7].

Este artículo estudia como el ser humano emplea sus dedos para el agarre y manipulación de objetos y según su textura, se determina la fuerza y ángulo requeridos para sostenerlos. Por medio de un sistema de agarre de realidad virtual, el operador envía comandos al robot que le señalan objetos y destinos de ubicación. Sin embargo el robot no sabe cuánta fuerza aplicar según sea el objeto, por ejemplo no puede agarrar un ladrillo de la misma forma que un huevo. Esta investigación propone el uso de un resistor sensible a la fuerza (FSR) en un guante, con el propósito de identificar la fuerza requerida para sujetar las cosas. Para medir los ángulos de los dedos y la muñeca se usan dos sensores de flexión en cada uno de los cinco dedos. El guante es calibrado en unidades de Newtons (N) como una función del valor de la tensión digitalizada (V).

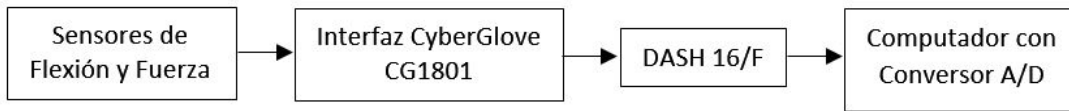


Figura 4: Esquema resumido del proceso en el instrumento.

Se hicieron pruebas con seis estudiantes universitarios de sexo masculino, de 23 a 29 años, sometidos a 16 diferentes tareas para manipular objetos de distintos tamaños y formas. Antes de realizar el experimento a cada sujeto se le midió el tamaño de la mano, longitud de los dedos y su fuerza máxima de agarre.

En los resultados del trabajo se pudo confirmar que la fuerza de agarre es una función según el tamaño del objeto, la forma de la superficie de contacto, el tipo de herramienta a manipular y con respecto a cada dedo, que la fuerza es ejercida principalmente por el pulgar y el índice, mientras los demás toman el papel de apoyo.

Las fuerzas de los dedos por el diámetro de agarre muestran que la fuerza de la punta del pulgar aumenta a medida que aumenta el diámetro de agarre. La fuerza del dedo índice muestra un cambio mínimo debido al diámetro de agarre, así como a la fuerza del dedo medio. Sin embargo, la fuerza de la base del dedo medio aumentó significativamente a medida que el diámetro de agarre se hizo más grande. La fuerza de los dedos disminuye a medida que aumenta el diámetro de agarre. El valor promedio para la suma de las cinco fuerzas de los dedos fue de 168 N (s.d. = 20).

Instrumented Glove for Skills Assessment in Neurosurgical Simulation [8].

Esta investigación tiene en cuenta los retos que debe enfrentar un cirujano durante una operación, como la toma de decisiones en tiempo real, el uso de equipos, su agilidad y coordinación de sus ojos y manos, cansancio y fatiga. El guante diseñado tiene como objetivo analizar estas condiciones para detectar los gestos de la mano y evaluar si el ci-

rujano está en buenas condiciones y está realizando de manera correcta las operaciones. Este dispositivo puede aplicarse para evaluar estudiantes de medicina, sus habilidades, agilidad manual, el uso de instrumentos durante la intervención quirúrgica simulada, examinar la postura y corregir para evitar cansancio en los casos de operaciones prolongadas.

Se emplea la plataforma de simulación de neurocirugía (NST) que integra un sistema de navegación electromagnética (REM) para realizar un seguimiento de los instrumentos quirúrgicos, un sensor de presión para obtener información ergonómica y el guante instrumentado (IG), destinado a servir como una plataforma de formación y evaluación para los alumnos y los cirujanos.

El dispositivo IG consiste en un guante hecho de un material textil suave, con sensores de flexión SPECTRASymbol conectados a un MPU-9150. Está formado por una IMU (unidad de medición inercial) MPU-6050 y un magnetómetro AK8975. El circuito es diseñado para capturar la señales de tensión que toma el sensor y son registrados por un procesador embebido PIC24 que se comunica con un computador por medio de una USB que también actúa como una fuente de energía.

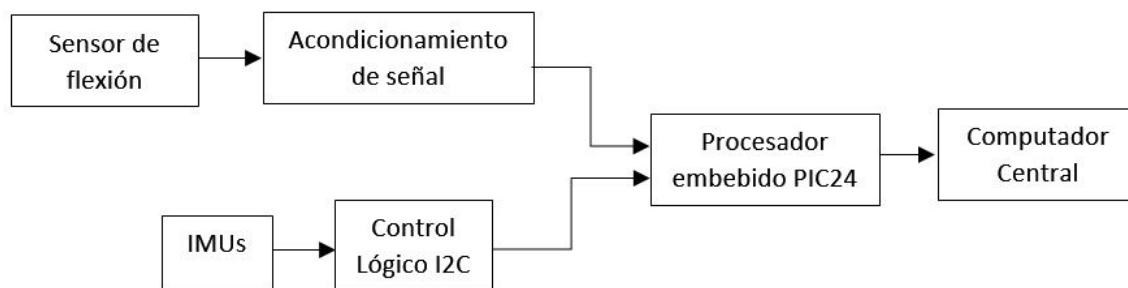


Figura 5: Proceso de señal en el sistema.

La aplicación registra toda la información generada por IG, que se procesa para determinar la destreza de su usuario. Este modelo se concentró en los dedos pulgar, índice y el medio, que son los más involucrados en el desarrollo de los gestos de la mano. Pero mencionan que para futuras versiones del IG se le pueden implementar sensores

de presión en cada dedo, con la finalidad de medir la cantidad de fuerza aplicada por el neurocirujano al usar un instrumento quirúrgico y para mayor comodidad dejar los cables y realizar la comunicación de forma inalámbrica.

Ultrasound evaluation in combination with finger extension forcé measurements of the forearm musculus extensor digitorum communis in healthy subjects [9].

Por medio de ultrasonido (US) se puede estudiar el funcionamiento de los músculos del brazo durante el movimiento de forma no invasiva. El US es una herramienta muy útil para este estudio y permite identificar los parámetros musculares de importancia para el desarrollo de la fuerza. La función de agarre se basa en la fuerza de los músculos aplicados en el dedo y la muñeca, los cuales son importantes para el buen funcionamiento del movimiento de la mano. La fuerza transmitida por medio de tendones y huesos puede variar por persona dependiendo de la constitución de sus músculos aspectos como la longitud de la fibra muscular, el ángulo penación muscular, el patrón de contracción, el espesor del músculo y el volumen muscular.

Con propósito de evaluar el estado morfológico y la función muscular de una persona que sufre de alguna enfermedad, se requieren estudios en relación de los parámetros extensores de la arquitectura del antebrazo y extensiones fuerza en sujetos sanos. En este estudio se examinaron 40 sujetos de prueba sanos, 20 mujeres y 20 hombres, con edades entre 35-73 años, de ocupaciones similares (trabajo de oficina). Las mediciones se hicieron en una posición relajada de la mano.

Antes de las mediciones de US, se midió el antebrazo del sujeto y se marcaron seis puntos en el brazo. Fueron sentados en una posición vertical en una silla, con los pies apoyados en el suelo. Su antebrazo descansaba sobre una almohada de soporte y su mano se colocó en el dispositivo de medición de extensión, que estaba en una mesa delante de

ellos. Los sujetos fueron instruidos para extender y presionar sus dedos en el dispositivo.

Los resultados mostraron que hay diferencias entre la arquitectura muscular y la fuerza de extensión en hombres y mujeres. Se presentan los valores en varones y mujeres sanos y las diferencias entre los sexos en relación con los parámetros musculares relevantes para la generación de fuerza. En los hombres se mostró una correlación entre la fuerza y el volumen muscular, pero no en las mujeres. También debe señalarse que las propiedades musculares no son las únicas en la determinación de la función muscular, también la interacción músculo-neural influyen en el patrón de movimiento y la producción de fuerza de los músculos. Este conocimiento puede ser de importancia en el desarrollo de nuevos métodos para el entrenamiento manual y la rehabilitación.

New Issues on FES and Robotic Glove Device to Improve the Hand Rehabilitation in Stroke Patients [10].

Este trabajo está pensado para aquellas personas que han sufrido accidentes cerebrovasculares con el fin de ofrecer una herramienta que contribuya a su proceso de rehabilitación. Se desea detectar el movimiento requerido para realizar cierta actividad en forma controlada, por medio de un sistema de guante a la par de un neuroestimulo.

El sistema consiste en un guante robótico y un neuroestimulador. El guante robótico inteligente ayuda a inducir estímulos eléctricos a los músculos del paciente en sus dedos para cumplir una actividad específica. La estimulación eléctrica funcional (FES) es una técnica que utiliza corrientes eléctricas para activar los nervios que se utilizan esencialmente para restaurar la función de pacientes con discapacidad.

Se hace mención dos prototipos, el primero es un sistema que utiliza 4 barras para el accionamiento de los dedos, en este las fuerzas estaba distribuidas uniformemente por todo el dedo. Pero era muy complicado su montaje en la mano del paciente y las ins-

talación de los servomotores sobre la mano. Como resultado cambian las 4 barras por tendones, accionado por actuadores, este resulta ser más fácil a la hora de montarlo en la mano del usuario además que se resta peso ya que no requiere montar los actuadores sobre las manos.

En este sistema se emplea un guante de cuero en el cual cada dedo está conectado a un tendón al eje del actuador lineal, debajo de este material se fija un sensor flexible para detectar la intención del paciente al mover la mano. Los sensores Flex convierten los cambios de curvatura en resistencia eléctrica que aumenta proporcionalmente con el ángulo de flexión, esta señal es procesada a un microcontrolador Arduino Uno, que después envía la señal PWM para así mandar órdenes para controlar los actuadores, todos los datos son enviados al ordenador coordinador por el puerto serial.

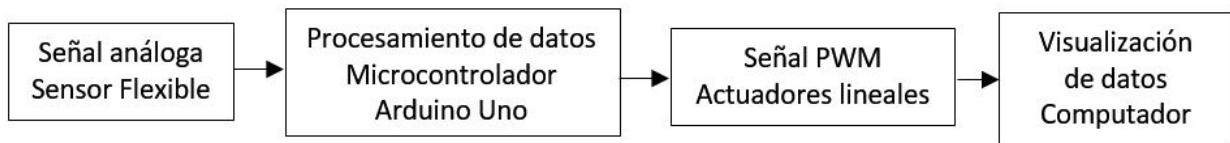


Figura 6: Diagrama resumido del procesamiento de señal.

Su problema más evidente era el retraso de 7 segundos entre la intención del paciente y de mover la mano con el movimiento extensión/flexión controlado por los actuadores lineales. Se empleó Matlab y simulink, que permiten realizar el control simultáneo de los dedos y el neuriestimulador. Concluyen que este guante es fácil de usar y de montar en la mano del paciente, y en usos prologados no causa dolor ni irritación en la piel. La mayor ventaja de este sistema es el control equilibrado entre la estimulación eléctrica funcional y el exoesqueleto para el proceso de rehabilitación más rápido del paciente.

2. Objetivos

2.1. Objetivo General

Desarrollar un dispositivo electrónico cómodo y fácil de usar que permita medir la fuerza de agarre ejercida por los dedos de la mano.

2.2. Objetivos específicos

- Conocer las fuerzas y músculos que intervienen en los movimientos de agarre en los dedos de la mano.
- Diseñar un circuito para la adquisición de señales de fuerza que se adapte a un guante para usarlo en las manos.
- Con ayuda de software crear una aplicación para presentación y visualización de los datos referentes a la fuerza de agarre.

3. Marco Teórico

3.1. Causas de la pérdida de fuerza de agarre en las manos

- **Accidente cerebro vascular (ACV) [11]**

El accidente cerebro vascular es provocado por el taponamiento o la rotura de una arteria del cerebro. Es una causa muy frecuente de muerte y la primera causa de invalidez en los adultos mayores. Generalmente viene acompañado de arterioesclerosis e hipertensión arterial. Esta afección puede prevenirse.

Puede darse por dos causas:

- Ataque cerebrovascular isquémico: es la causa más frecuente y se produce cuando se tapa una arteria y no llega sangre a una parte del cerebro. Se conoce también como infarto cerebral.
- Ataque cerebrovascular hemorrágico: se produce al romperse una arteria dentro del cerebro provocando una hemorragia y dañando el sector donde ocurre.

- **Hipertensión arterial [12]**

La presión arterial es una medición de la fuerza ejercida contra las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a su cuerpo. Hipertensión es el término que se utiliza para describir la presión arterial alta.

- **Arterioesclerosis [13]**

Acumulación de placa en las arterias, Ateroesclerosis, Aterosclerosis, Endurecimiento de las arterias, es una afección en la cual placa se acumula dentro de las arterias. Placa es una sustancia pegajosa compuesta de grasa, colesterol, calcio y otras sustancias que se encuentran en la sangre. Con el tiempo, esta placa se endurece y angosta las arterias. Eso limita el flujo de sangre rica en oxígeno.

- **Osteoartritis** [14]

La osteoartritis, también conocida como enfermedad degenerativa de las articulaciones, es una forma común de artritis que se produce con el tiempo como el cartílago en las articulaciones se desgasta. La osteoartritis se produce con más frecuencia debido al proceso normal de envejecimiento, pero también puede ser causada por lesiones en las articulaciones, la herencia o la obesidad. Los síntomas de la osteoartritis incluyen dolor en las articulaciones afectadas, sensibilidad, rigidez, pérdida de flexibilidad y debilidad, rallar la sensación y espolones óseos. Cuando la artrosis afecta las manos, puede causar una pérdida de fuerza de prensión y temblores muy leves. El tratamiento para la osteoartritis incluye más comúnmente medicamentos AINE como la aspirina o el ibuprofeno, inyecciones de corticosteroides y terapia física. En casos graves de osteoartritis, los médicos pueden considerar opciones quirúrgicas.

- **Neuro-Rehabilitación** [15]

La Neuro-Rehabilitación es un proceso médico centrado en la recuperación del sistema nervioso tras una lesión neurológica, con un proceder terapéutico orientado por el neurólogo a pacientes afectados por dolencias de la médula espinal, neuropatías y traumas craneales, entre otros males.

Dicho plan de rehabilitación que se realiza una vez que el neurólogo ha evaluado al paciente y establecido un diagnóstico preciso- es guiado por un fisiatra durante un tiempo determinado, siempre de acuerdo con la patología y la capacidad de recuperación del sistema nervioso de cada enfermo, entre otros factores.

3.2. Tipos de fuerza de agarre

Los tipos de agarre pueden clasificarse en agarre de apriete, agarre de pinza y agarre de soporte [16, 17].

- **Agarre de apriete:** Esto es lo que comúnmente se conoce como *agarre*. Este tipo de fuerza se puede utilizar en un apretón de manos o para triturar objetos duros,

este agarre implica el uso de la palma y los dedos. El pulgar, aquí, sólo interviene como apoyo.



Figura 7: Representación de la fuerza de apriete. Apretón de manos.

Imagen tomada de: http://www.freepik.es/foto-gratis/apreton-de-manos_905779.htm

- **Agarre de pinza:** Este agarre involucra únicamente los dedos, emplea la fuerza del pulgar por un lado y el resto de dedos por el otro. Normalmente los objetos agarrados con los dedos no tocan la palma de la mano, por esto puede ser un agarre muy difícil y más débil que el de apriete.



Figura 8: Representación de la fuerza de pinza. Sosteniendo una moneda.

Imagen tomada de:

<https://mx.depositphotos.com/16807605/stock-photo-holding-a-10-nt-dollar.html>

-
- **Agarre soporte:** El agarre de soporte o apoyo es el más práctico y utilizado en situaciones de la vida real. Es el tipo de agarre principal cuando te cuelgas de una rama o mueves cargas elevadas (piensa en dos cubos de agua) durante cierto tiempo y distancia. Este agarre se resume en el evento conocido como paseo del granjero. Para tener buen soporte es necesaria una buena resistencia muscular.



Figura 9: Representación de la fuerza de soporte. Levantamiento de una pesa.

Imagen tomada de:

<https://thumbs.dreamstime.com/z/sirve-elevaciones-de-la-mano-una-pesa-de-gimnasia-527jpg>

3.3. Componentes fundamentales para el proyecto

- **Sensores FSR de fuerza**

El sensor de fuerza resistivo (FSR) es un dispositivo de película delgada de polímero (PTF) que presenta una disminución de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada a la superficie activa [18, 19], La resistencia varía entre unos $100K\Omega$ y 200Ω de acuerdo a la presión aplicada (A mayor presión, menor resistencia) [20].

Características:

- Resistencia sin actuación: $>10M\Omega$
- Rango: 100g 10Kg
- Rango de fuerza: 0.2 N a 20 N (20.4 gf a 2.039 kgf)
- Diámetro área sensible: 14.68 mm
- Cuenta con 2 pines de conexión separados 0,1"
- Longitud total: 6.3cm
- Longitud de las líneas de conexión: 4.5cm aprox
- Ultradelgado: grosor de 0.46 mm

El FSR consiste en dos membranas separadas por un boquete de aire fino. El boquete de aire es mantenido por un espaciador alrededor de los bordes y por la rigidez de las dos membranas. Una de las membranas tiene dos conjuntos de pistas intercaladas aisladas eléctricamente y cada conjunto se conecta a un terminal de salida. La otra membrana está revestida con tinta FSR. Cuando se presiona, la tinta FSR hace un corto circuito entre los dos trazos y la resistencia depende de la fuerza aplicada [21].

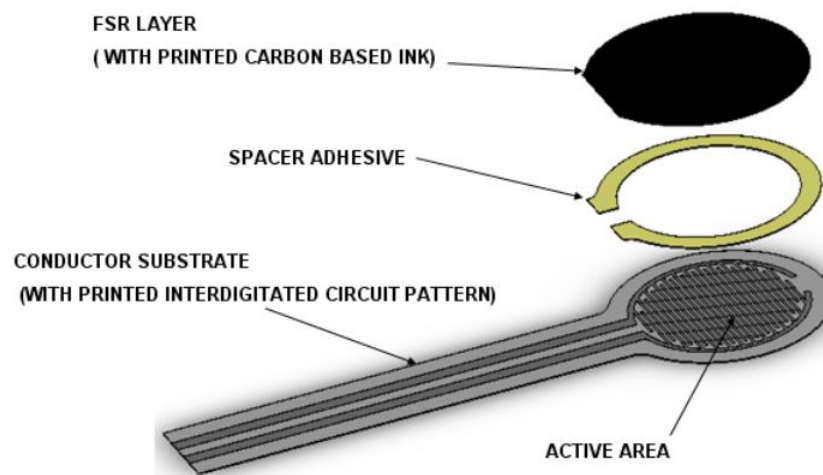


Figura 10: Construcción básica de FSR.

- **Bluno Nano [22]**

La tarjeta Bluno Nano es apropiada para proyectos que necesiten de comunicación Bluetooth. Es una tarjeta que integra Bluetooth 4.0 junto a un módulo de Arduino Uno, por lo que es una plataforma de creación de prototipos con red inalámbrica. Bluno Nano permite la programación inalámbrica a través de Bluetooth, soporta Bluetooth HID, compatible con comandos AT y se puede actualizar el firmware fácilmente. Bluno también es compatible con todos los pines de Arduino Uno.

- **Bluetooth [23]**

La tecnología inalámbrica Bluetooth es una tecnología de ondas de radio de corto alcance (2.4 gigahertzios de frecuencia) cuyo objetivo es simplificar las comunicaciones entre dispositivos informáticos, como computadores, teléfonos móviles, otros dispositivos de mano. También pretende simplificar la sincronización de datos entre dispositivos. Permite comunicaciones, incluso a través de obstáculos, a distancias de hasta unos 10 metros.

Los objetivos de este dispositivo son:

- Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles.
- Eliminar los cables y conectores entre estos.
- Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre equipos personales.

- **Circuito integrado LM324 [24]**

Amplificador operacional cuádruple con entradas diferenciales. Está compuesto por cuatro amplificadores operacionales de alta ganancia, diseñados para trabajar con fuente de alimentación simple. Puede trabajar con voltajes de alimentación desde 3V hasta 32V, y es de bajo consumo de energía.

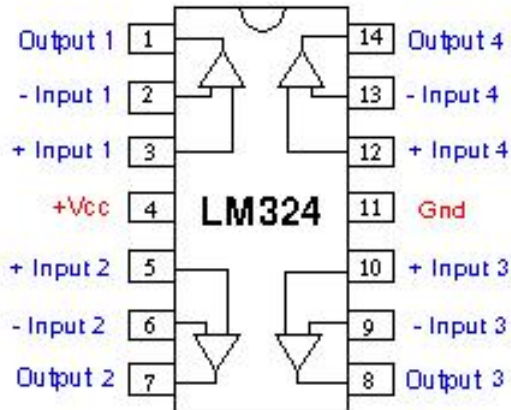


Figura 11: LM324 datasheet.

Imagen tomada de : <https://www.elprocus.com/lm324-2/>

4. Metodología y Materiales

Se desea diseñar un guante que sea una herramienta útil para medir la fuerza en los dedos que involucran la realización de trabajo de agarre en las personas con problemas y poder hacerle seguimiento en sus mejoras y avances durante su tratamiento. Se requiere que sea un sistema liviano y portable, para permitir que pueda usarse en gran variedad de actividades durante las mediciones. El sistema debe ser fácil de llevar, de poner y quitar, libre de cables, que transmita los datos en forma inalámbrica y que registre los datos para poder analizar la mejora y el avance del paciente.

Se van a tener en cuenta las siguientes especificaciones:

- Rango de medición. Según Lee [25], la máxima fuerza ejercida en los dedos es aproximadamente 12N. Por lo tanto se desea utilizar un sensor con un rango similar.

-
- Numero de sensores. En el trabajo de Yun [7], se concluyó que en el agarre de apriete los dedos que más ejercen fuerza son el pulgar y el índice, y los demás dedos son de apoyo. Para este proyecto se decidió utilizar 4 sensores para los dedos pulgar, índice, medio y anular.

4.1. Software

- Arduino 1.8.1
- Proteus 8.5 Professional
- Processing 3.2.1
- FreeCAD 0.16

4.2. Componentes o Materiales

- Sensor de fuerza resistivo (FSR)
- Resistencia de $10k\Omega$ (1/4w)
- Tarjeta Bluno Nano con su adaptador USB
- Batería litio polimero de 7.4V con 500mAh
- Integrado LM324 (Amplificador operacional)
- Caja plástica con tapa
- Guante adaptado para este proyecto

4.3. Cálculos previos

Se consultó la hoja de datos del dispositivo para observar el rango de resistencia.

4.3.1. Voltaje de Entrada

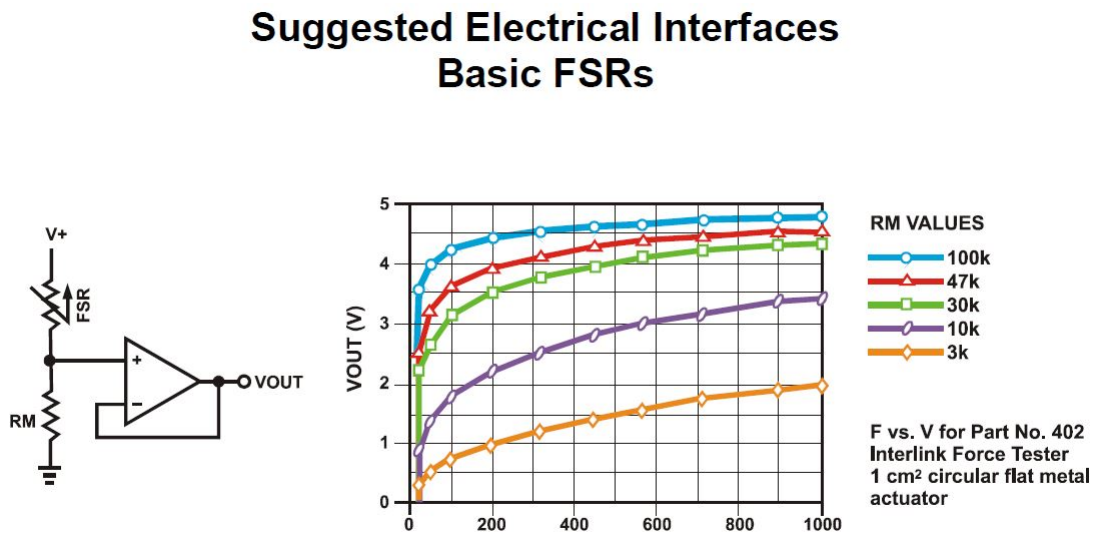


Figura 12: Gráfica que muestra el comportamiento de los sensores según el valor de resistencia RM [26].

El sensor FSR tiene un rango de resistencia de $100k\Omega$ a 200Ω . Se empleó un divisor de tensión con $RM = 10k\Omega$.

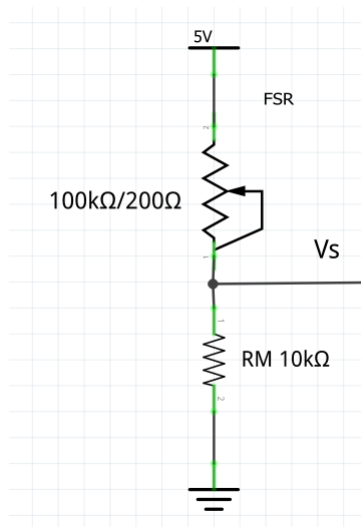


Figura 13: Representación esquemática del calculo del Divisor de Tensión

Los cálculos del rango de voltaje del circuito de acondicionamiento se muestran a continuación

Modo 1

Formula:

$$V_S = \frac{R_2}{R_1 + R_2} * V_E \quad (1)$$

$$V_{S1} = \frac{10,000\Omega}{200\Omega + 10,000\Omega} * 5V = 4,9V$$

$$V_{S2} = \frac{10,000\Omega}{100,000\Omega + 10,000\Omega} * 5V = 0,45V$$

Modo 2

Formula:

Factor Divisor FD

$$FD = \frac{R_T}{R_2} \quad (2)$$

$F_{D1} = \frac{10.200\Omega}{10.000\Omega} = 1,02$	$F_{D2} = \frac{110.000\Omega}{10.000\Omega} = 11$
$V_{S1} = \frac{5V}{1,02} = 4,9V$	$V_{S1} = \frac{5V}{11} = 0,45V$

Tabla 1: Resultados por el método Factor Divisor FD

4.3.2. Duración de la batería

Como fuente de energía, se empleó una batería de litio de 7,4V, con capacidad de 500mAh. Se escogió esta batería por que presenta alta capacidad de suministro de corriente, su valor de voltaje es apropiado para el Bluno Nano, y es liviana y de tamaño reducido.

$$\text{Duración de la batería(h)} = \frac{\text{Capacidad de la batería (mAh)}}{\text{Consumo del dispositivo (mA)}} * 0,7 \quad (3)$$

El factor de 0.7 permite tolerancias a factores externos que pueden afectar la vida útil de la batería.

$$D = \frac{500mAh}{39,5mA} * 0,7 = 8,86h$$

4.4. Procedimiento

Con ayuda de una tarjeta Arduino Uno, 6 pesas de diferentes masas con distintas combinaciones de ellas y el integrado LM324, se calibraron los sensores de fuerza (FSR). Se midió el valor de voltaje del divisor de tensión con el software de Arduino, para luego graficar una curva de comparación masa vs voltaje de salida. Estos datos se requieren para la medición de la fuerza detectada por los sensores.

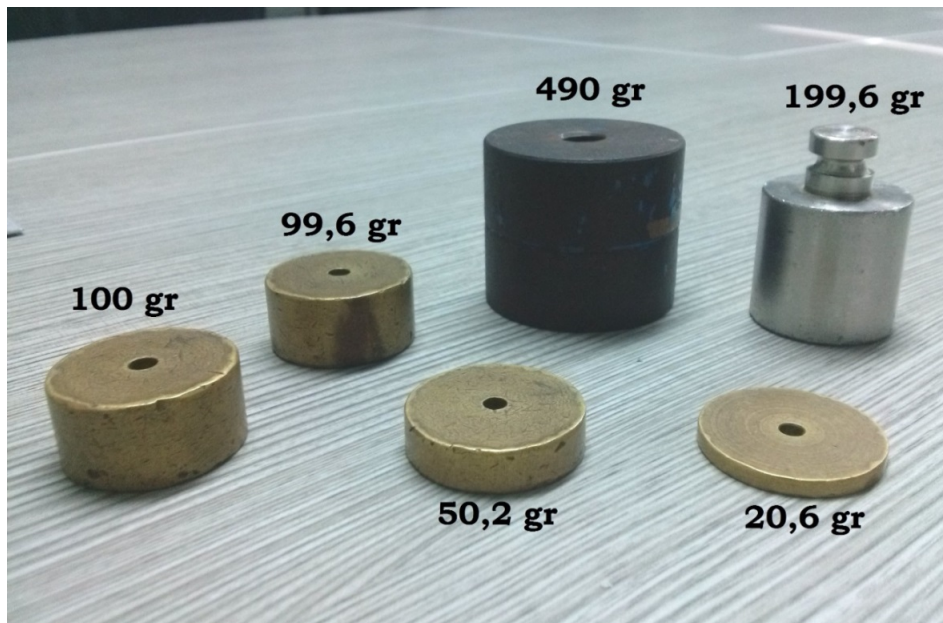


Figura 14: Pesas utilizadas para la calibración de los sensores.

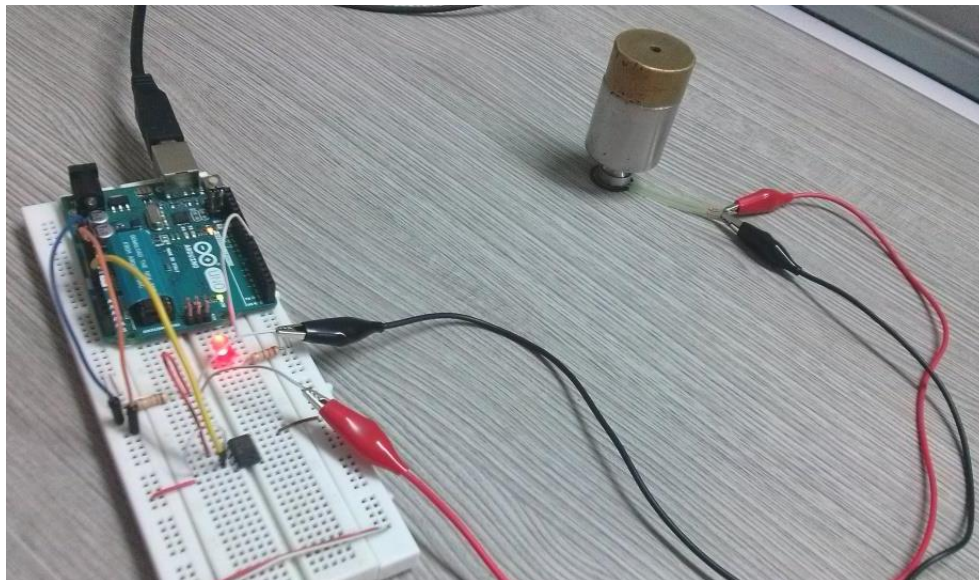


Figura 15: Montaje para calibración de cada sensor.

Se utilizó la tarjeta Bluno Nano que incluye un microcontrolador y un módulo Bluetooth. Se diseñó una tarjeta (Ver figura 23), para el circuito de acondicionamiento de las señales de los sensores en Proteus. También se diseñó una aplicación en el software

Processing (Ver figura 31), para mostrar los valores de fuerza en pantalla.

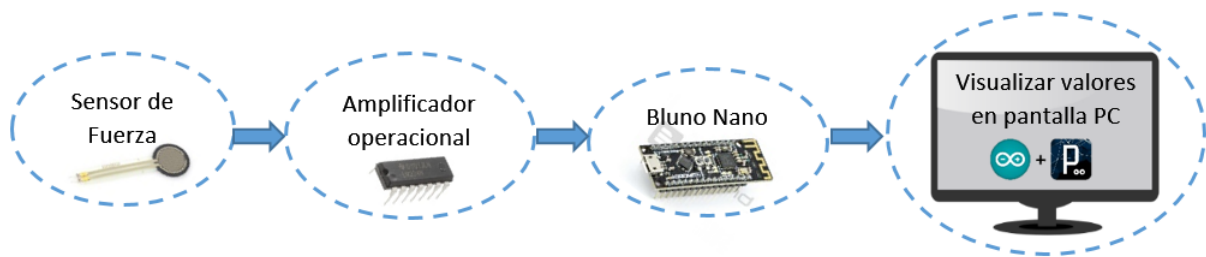


Figura 16: Esquema del procesamiento de datos



Figura 17: Boceto a mano de la idea básica de cómo será el Guante para este proyecto.

5. Resultados

Luego de las mediciones de cada sensor con ayuda de las pesas, se organiza en la tabla (2) los valores reflejados en la lectura serial por medio de Arduino con respecto a la masa.

5.1. Calibración

#	Masa (gr)	Medida (Arduino)			
		Sensor 01	Sensor 02	Sensor 03	Sensor 04
1	50,2	260	240	285	240
2	70,8	350	380	375	380
3	99,6	450	540	510	470
4	100	480	555	540	490
5	120,6	530	590	600	550
6	150,2	580	620	640	612
7	170,8	600	660	680	643
8	199,6	660	700	710	675
9	220,2	680	730	730	700
10	249,8	690	740	750	726
11	270,4	710	755	765	745
12	299,6	725	765	785	774
13	320,2	740	790	800	790
14	349,8	760	805	815	800
15	370,4	770	815	825	810
16	399,2	780	840	834	826
17	419,8	790	850	836	830
18	449,4	805	865	840	840
19	470	815	885	845	844
20	490	820	890	865	860
21	510,6	830	896	870	870
22	540,2	840	902	874	880
23	560,8	845	905	882	885
24	590	850	907	880	891
25	610,6	855	910	882	894
26	640,2	860	915	885	898
27	660,8	870	918	889	900
28	689,6	876	921	895	903
29	710,2	880	924	899	906
30	739,8	885	930	903	910
31	760,4	888	933	905	912
32	810,2	893	935	908	920
33	839,8	900	939	912	923
34	860,4	903	941	913	926
35	889,2	905	942	914	928
36	960	910	944	920	931

Tabla 2: Valores de lectura análoga de cada sensor respecto a la masa.

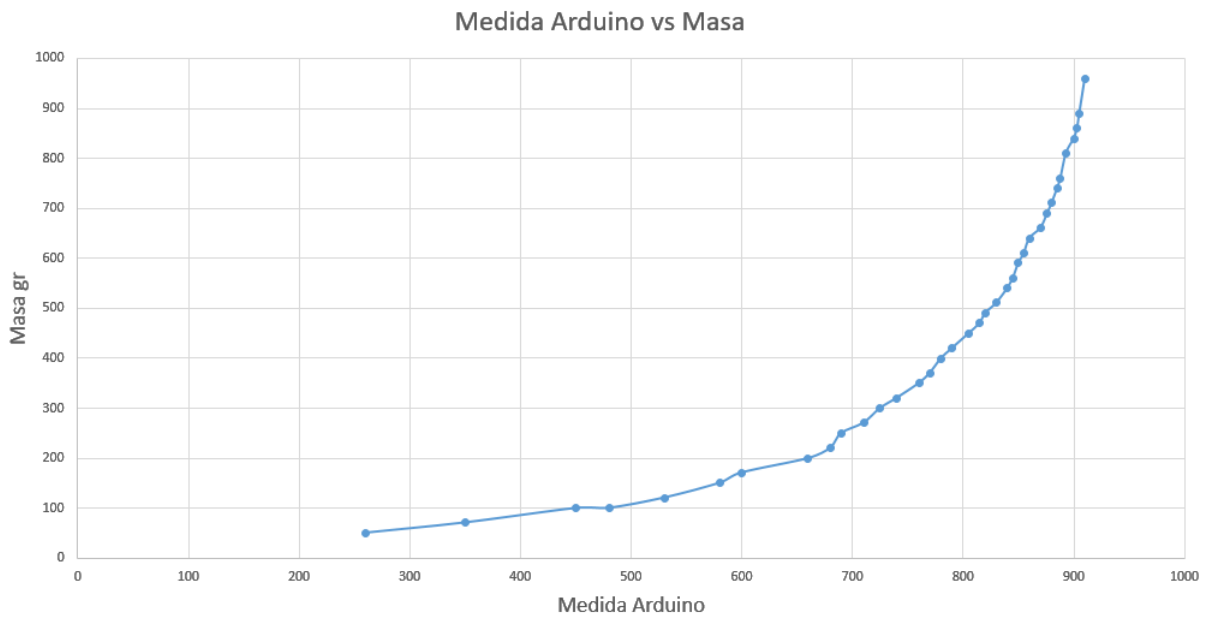


Figura 18: Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 1.

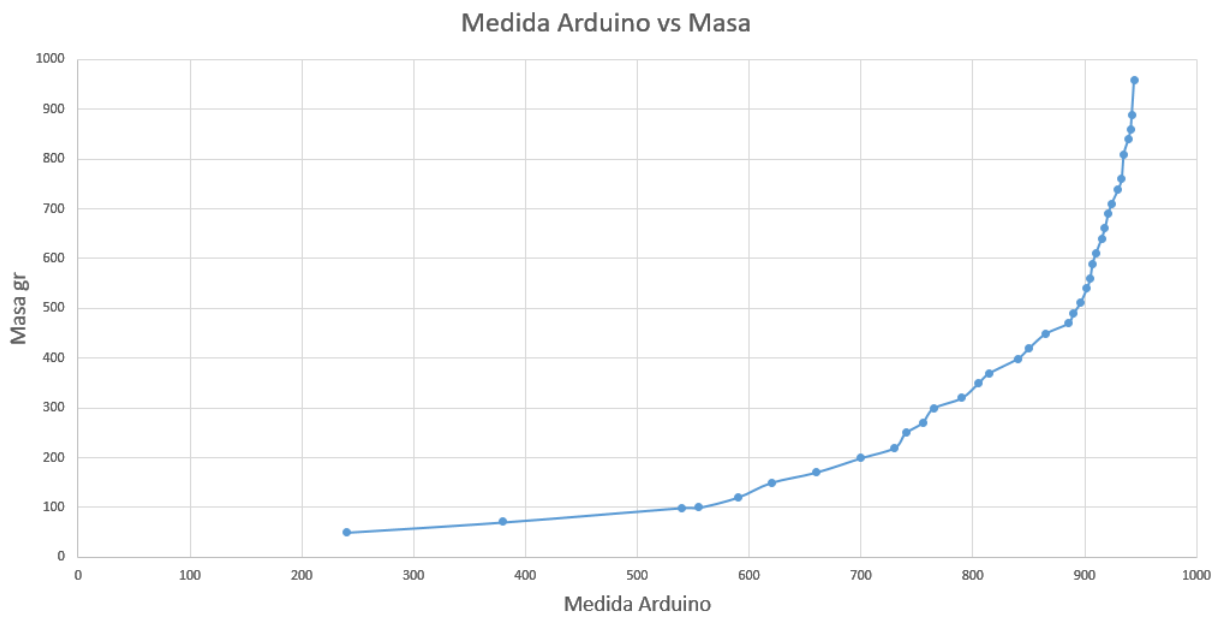


Figura 19: Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 2.

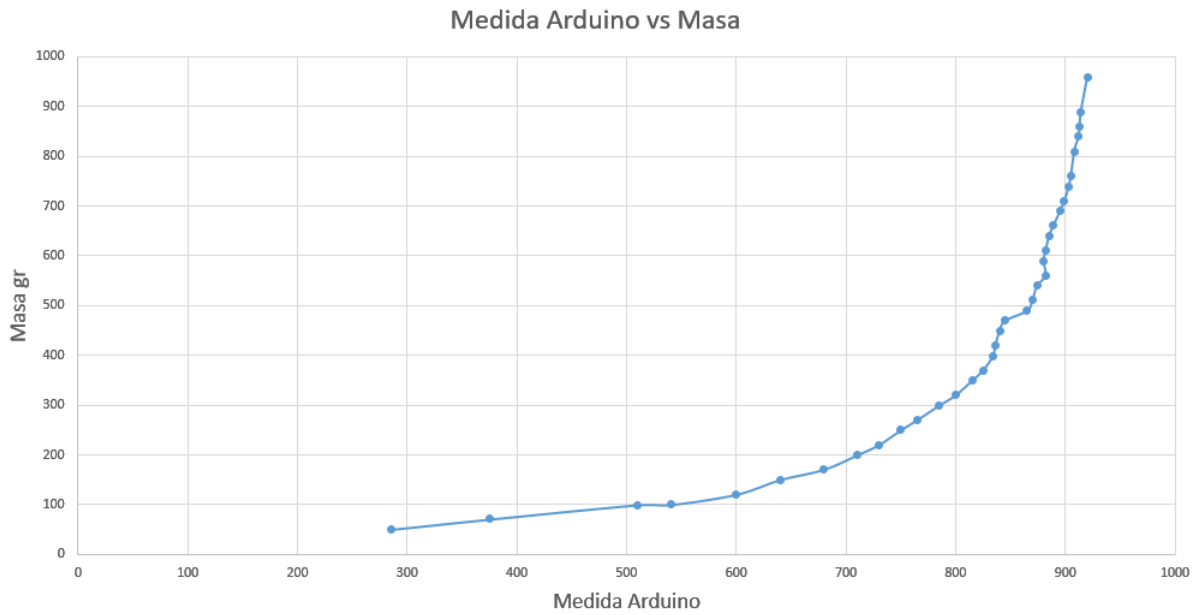


Figura 20: Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 3.

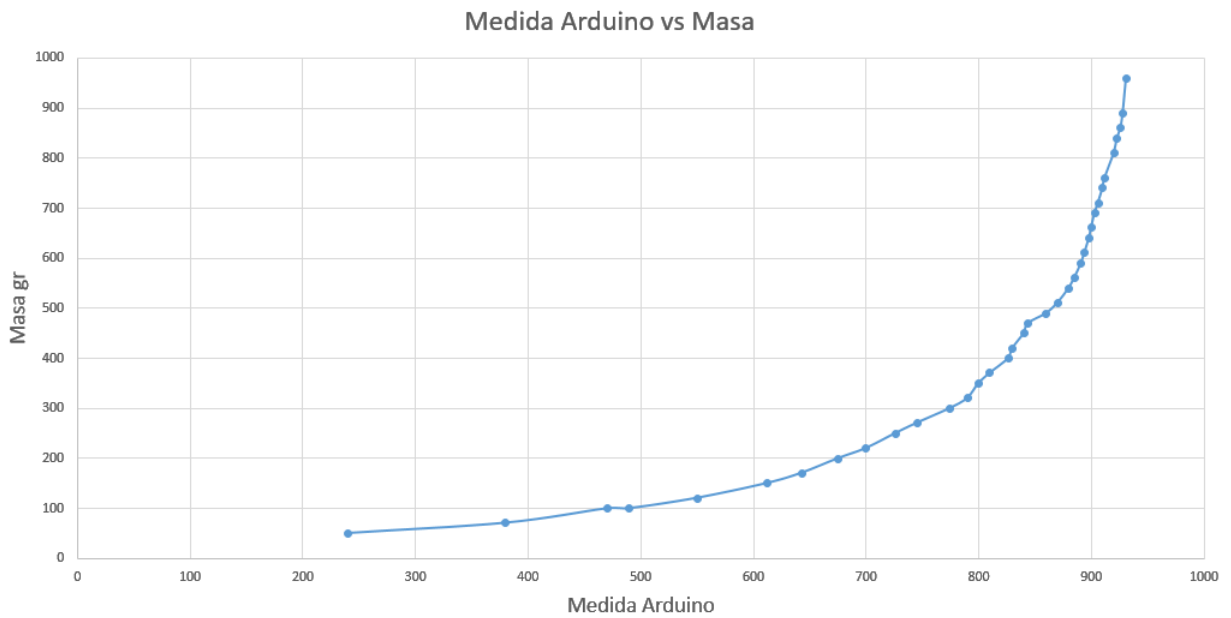


Figura 21: Gráfica de Medida vs Masa del Sensor 4.

5.2. Ecuaciones de los sensores Medida vs Masa

Los valores de voltaje leídos por el Arduino se relacionaron con los valores de las masas. Se plantearon ecuaciones para estimar la masa y calcular la fuerza ejercida en cada sensor. Se tomó el valor de las medidas en Arduino como variable independiente x y la masa como la variable dependiente y se calcularon las ecuaciones que representan su comportamiento.

Ecuación del sensor 1.

$$y = 11,338e^{0,0046x} \quad (4)$$

Ecuación del sensor 2.

$$y = 10,335e^{0,0045x} \quad (5)$$

Ecuación del sensor 3.

$$y = 8,2619e^{0,0048x} \quad (6)$$

Ecuación del sensor 4.

$$y = 11,542e^{0,0044x} \quad (7)$$

Estas ecuaciones se emplearon para el cálculo de las fuerzas ejercidas en los dedos.

5.3. Cálculo de Fuerza y Presión

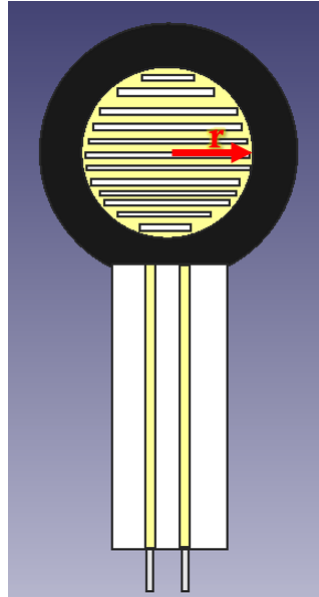


Figura 22: Representación animada del sensor y el radio de su área sensible.

Fórmula del Área de un círculo:

$$A = \pi * r^2 \quad (8)$$

Donde r es el radio del área sensible del sensor en metros (m).

Fórmula de la Fuerza

$$F = m * a \quad (9)$$

F Es la fuerza en Newton (N) que es derivada de: $1N = 1kg * \frac{1m}{s}$

Donde: m es la masa en kilogramo (kg).

a es la aceleración en metro por segundo al cuadrado ($\frac{m}{s^2}$).

Fórmula Presión:

$$P = \frac{F}{A} \quad (10)$$

P es la Presión en Pascal ($Pa = \frac{N}{m^2}$)

Donde: F es la Fuerza aplicada en Newton (N)

A es el área Perpendicular a la fuerza, en metros al cuadrado (m^2)

Valores fijos	Diámetro del sensor	$0,015m$
	Área sensible del Sensor	$0,000176715m^2$
	Gravedad en Cartagena	$9,77801\frac{m}{s^2}$

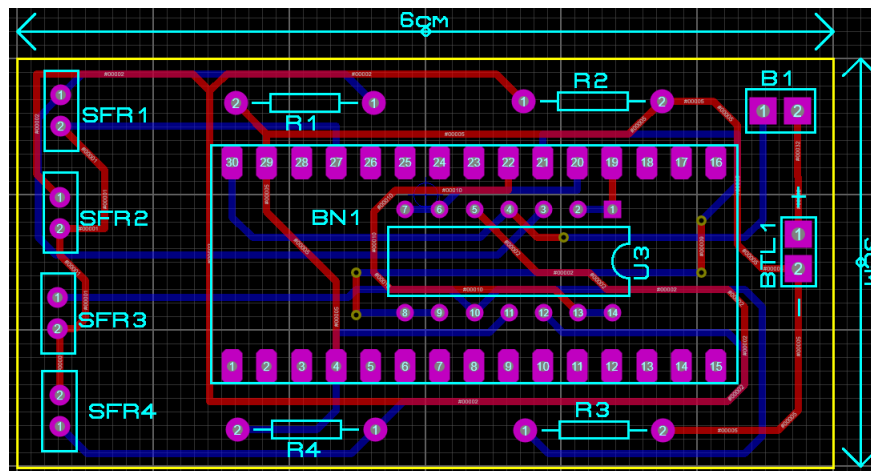
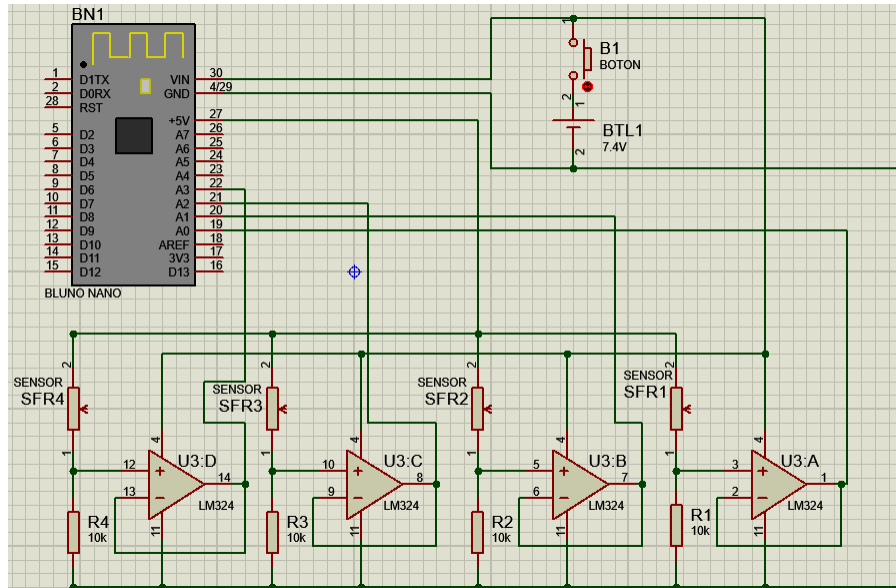
En la tabla (3) se muestran los valores resultantes de fuerza y presión luego de realizar los cálculos.

Masa (gr)	Masa (Kg)	Fuerza (N)	Presión (Pa)
50,2	0,0502	0,4909	2777,6773
70,8	0,0708	0,6923	3917,5210
99,6	0,0996	0,9739	5511,0889
100	0,1	0,9778	5533,2218
120,6	0,1206	1,1792	6673,0655
150,2	0,1502	1,4687	8310,8991
170,8	0,1708	1,6701	9450,7428
199,6	0,1996	1,9517	11044,3107
220,2	0,2202	2,1531	12184,1544
249,8	0,2498	2,4425	13821,9880
270,4	0,2704	2,6440	14961,8317
299,6	0,2996	2,9295	16577,5324
320,2	0,3202	3,1309	17717,3761
349,8	0,3498	3,4203	19355,2098
370,4	0,3704	3,6218	20495,0535
399,2	0,3992	3,9034	22088,6213
419,8	0,4198	4,1048	23228,4650
449,4	0,4494	4,3942	24866,2987
470	0,47	4,5957	26006,1424
490	0,49	4,7912	27112,7867
510,6	0,5106	4,9927	28252,6304
540,2	0,5402	5,2821	29890,4640
560,8	0,5608	5,4835	31030,3077
590	0,59	5,7690	32646,0085
610,6	0,6106	5,9705	33785,8522
640,2	0,6402	6,2599	35423,6858
660,8	0,6608	6,4613	36563,5295
689,6	0,6896	6,7429	38157,0974
710,2	0,7102	6,9443	39296,9411
739,8	0,7398	7,2338	40934,7747
760,4	0,7604	7,4352	42074,6184
810,2	0,8102	7,9221	44830,1628
839,8	0,8398	8,2116	46467,9965
860,4	0,8604	8,4130	47607,8402
889,2	0,8892	8,6946	49201,4081
960	0,96	9,3869	53118,9291

Tabla 3: Valores calculados de Fuerza y Presión

5.4. Diseño de la PCB en Proteus

La Tarjeta PCB de este trabajo se diseñó con la ayuda del programa Proteus. A continuación se muestran las vistas del esquema del circuito.



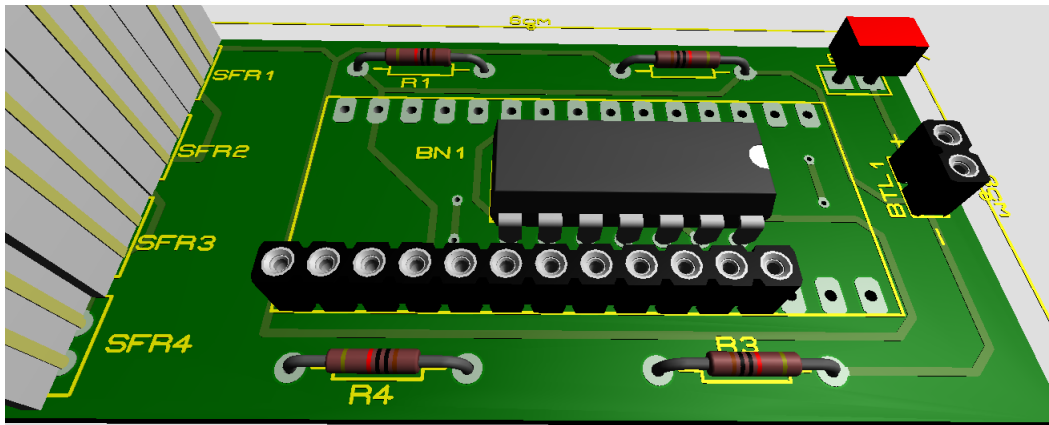
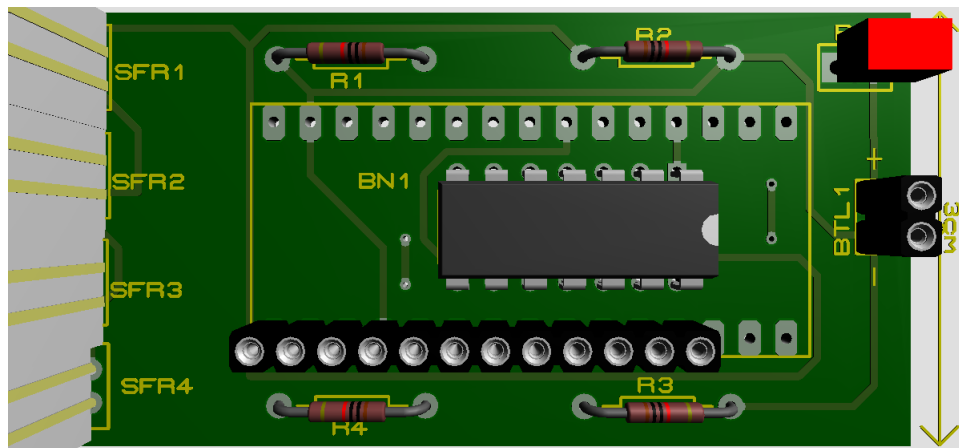


Figura 23: Vistas desde Proteus del diseño de la PCB.

5.5. Presupuesto

Tabla de los componentes utilizados en este proyecto con sus respectivos precios.



Cantidad	Nombre	Foto	Precio
4	Sensores FSR		\$ 24.700
1	Bluno Nano		\$ 98.800
1	Bateria litio polimero 500mAh 7,4V		\$ 26.100
1	Amplificador operacional LM324D		\$ 800
Total =			\$ 224.500

Tabla 4: Vista de Precios

5.6. Montaje del guante

Los componentes electrónicos del guante se ubicaron dentro de una caja plástica y se hizo la adaptación de un guante para ubicar los sensores en cuatro dedos: pulgar, índice, medio y anular, para un total de 4 sensores. Estos se ubicaron internamente entre la doble capa de guante para evitar incomodidad del usuario. La caja del circuito se ubicó entre el antebrazo y la muñeca en la parte superior dentro de un bolsillo adaptado para él.

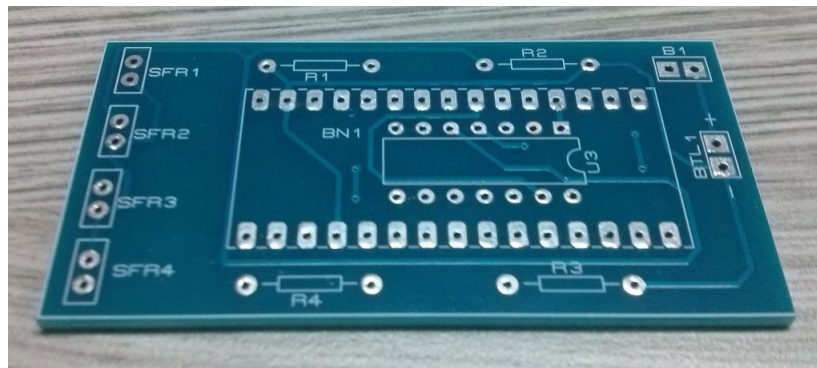


Figura 24: Tarjeta PCB sin los componentes.

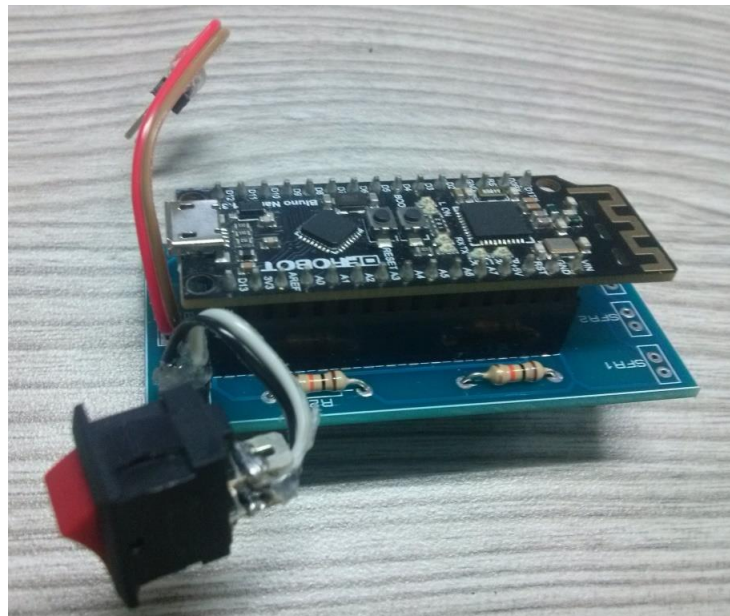


Figura 25: Tarjeta PCB con los componentes soldados.

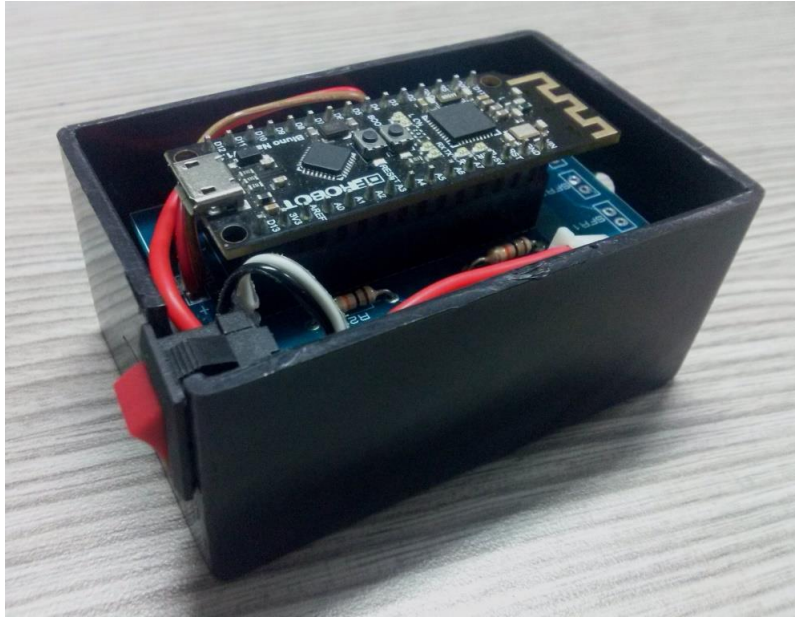


Figura 26: Caja Plástica que se adaptó para la PCB y la Batería.



Figura 27: Cableado de sensores entre las telas del guante.



Figura 28: Guante Adaptado para el proyecto

5.7. Visualización del interfaz del programa

Con ayuda de Processing se desarrolló la interfaz que de visualización de los datos. El programa ubica el puerto con el cual establecerá la comunicación. Los datos se adquieren y visualizan en pantalla. Al finalizar la toma de datos, si se presiona el botón **Guardar Archivo**, los valores se almacenan, se termina la comunicación serial con el puerto y se cierra la ventana.



Figura 29: Vista cuando no se encuentra ningún dispositivo conectado en el equipo.



Figura 30: Vista donde el usuario seleccione que puerto usar.



Figura 31: Vista como el programa muestra las fuerzas medidas.

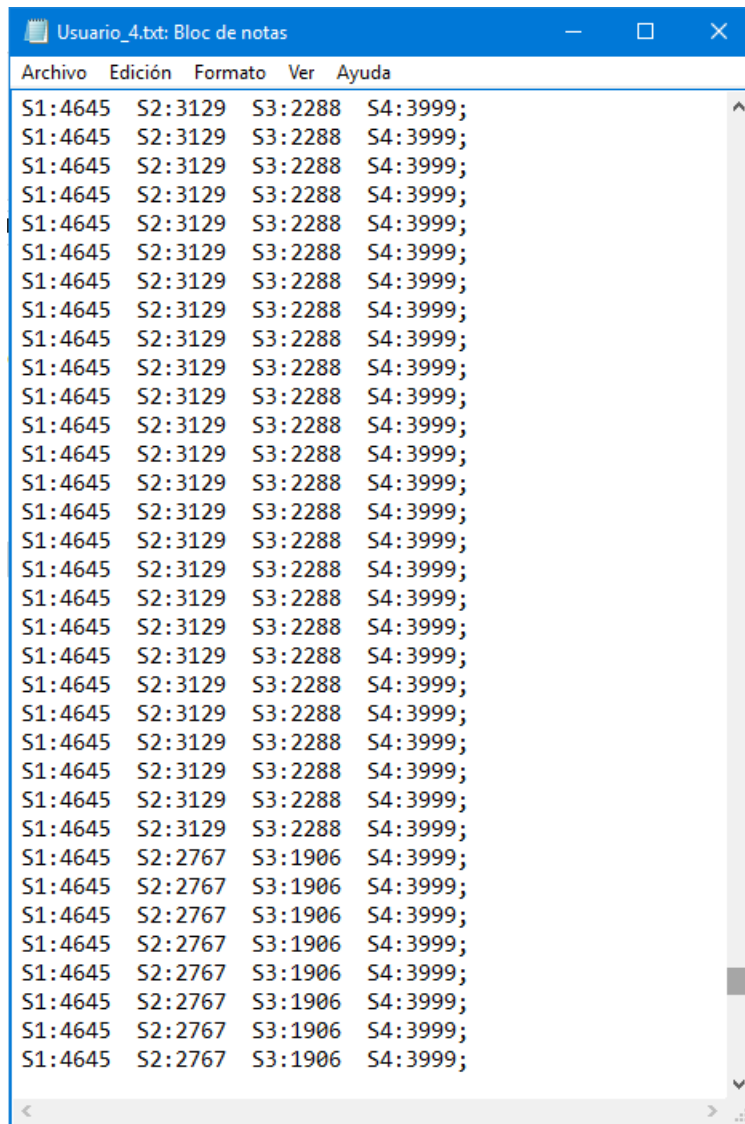


Figura 32: Vista de como quedan almacenados los valores de las fuerza en el archivo de texto.

6. Conclusiones

Se cumplió el propósito de este trabajo, la cual era el desarrollo de un dispositivo electrónico pequeño, cómodo y fácil de usar, para la medición de la fuerza de agarre de los dedos, que permite visualizar los datos en una computadora de manera inalámbrica. El guante fue hecho con pocos componentes y relativamente no tan costosos.

Gracias a la calibración de cada sensor con ayuda de unas pesas, se pudo estimar sus equivalentes en valores de voltaje leídos y estimar los valores de la fuerza ejercida sobre cada sensor.

Con ayuda de software y conocimiento de programación, se logra el desarrollo del interfaz capaz de mostrar y guardar los valores enviados por el guante de manera inalámbrica. De igual modo, para programar el dispositivo para que procese y envíe los valores deseados.

7. Bibliografía

Referencias

- [1] Derrame cerebral o apoplejía: síntomas, causas y tratamiento. (8 de Abril, 2013). TERRA. R. (https://vidayestilo.terra.com.co/salud/derrame-cerebral-o-apoplejia-sintomas-causas-y-tratamiento_bab345cbcfaed310VgnVCM4000009bcceb0aRCRD.html).
- [2] Olga Sánchez Ortega. (4 de Noviembre, 2014). La Discapacidad Física. La Discapacidad, Posibilidades y límites de las Tecnologías i la Información y la Comunicación. Estudiante de Educación Social en la Universidad de Barcelona. (<http://discapacidadentodoelmundo.blogspot.com.co/2014/11/la-discapacidad-fisica-se-puede-definir.html>).
- [3] Francisco J. Clavijero. (10 de Octubre, 2014). ¿Discapacidad Neuromotora?. Acércalos A.C. México, Distrito Federal. (<https://acercalos.blogspot.com.co/2014/10/discapacidad-neuromotora.html>).
- [4] Gaurav Singh, Sravya Boddu, Indroneel Chakravorty, G. Muralidhar Bairy, and Ganesh M. (16 - 18 de Enero, 2013). “An Instrumented Glove for Monitoring Forces During Object Manipulation”. IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT) Bangalore, India.
- [5] Sofia Olandersson, Helene Lundqvist, Martin Bengtsson and Magnus Lundahl, Albert-Jan Baerveldt and Marita Hilliges. (28 Junio al 1 de Julio, 2005). “FINGER-FORCE MEASUREMENT-DEVICE FOR HAND REHABILITATION”. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics.

-
- [6] Joe Sanford, Carolyn Young, Dan Popaa, Nicolet Bugnariu, and Rita Patterson. “Grip Pressure Measurements during Activities of Daily Life”. (<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/ConferenceProceedings.aspx>).
- [7] Myung Hwan Yun and Geb W Thomas (Noviembre 1997)“An instrumented glove for grasp specification in virtual-reality-based point-and-direct telerobotics”.IEEE TRANSACTIONS ON CYBERNETICS.
- [8] Juan D. Lemos, A. Mauricio Hernández, Georges Soto-Romero and Aurelien Valade. “Instrumented Glove for Skills Assessment in Neurosurgical Simulation”.
- [9] Sofia Brorsson, Anna Nilsson, Marita Hilliges, Christer Sollerman and Ylva Aurell (3 de Marzo, 2008). “Ultrasound evaluation in combination with finger extension force measurements of the forearm musculus extensor digitorum communis in healthy subjects”.
- [10] Sergiu Hartopanu, Marian Poboroniuc, Florin Serea, Danut Irimia and Gheorghe Livint (18-21 de Mayo 2015) “New Issues on FES and Robotic Glove Device to Improve the Hand Rehabilitation in Stroke Patients”. 6TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MODERN POWER SYSTEMS MPS2015, CLUJ-NAPOCA, ROMANIA.
- [11] Accidente cerebro vascular (ACV). Ministerio de Salud Presidencia de la Nación Gobierno Argentino. (<http://www.msal.gob.ar/index.php/home/aranceles/119-accidente-cerebro-vascular-acv>).
- [12] Michael A. Chen, MD, PhD, David Zieve, MD, MHA, Isla Ogilvie, PhD. (24 de Julio, 2016). Hipertensión arterial. MedlinePlus Información de salud para usted. (<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000468.htm>).
- [13] Arterioesclerosis. (8 Agosto, 2016). MedlinePlus información de salud para usted. (<https://medlineplus.gov/spanish/atherosclerosis.html>).

-
- [14] Mariano Sánchez Robles. (9 de Agosto, 2012). Las causas de temblores en las manos y la pérdida de fuerza de agarre. Ratser.com. (<http://www.ratser.com/las-causas-de-temblores-en-las-manos-y-la-perdida-de-fuerza-de-agarre/>).
- [15] MAGDIEL LACHET. (27 de Marzo, 2013). ¿Qué es la rehabilitación neurológica? RevistaCatalejo.com. (<http://www.revistacatalejo.com/2013/03/27/que-es-la-neurorehabilitacion/>).
- [16] Marcos. (13 Febrero, 2014). ¡Agárrate fuerte! desarrolla tus manos y antebrazos. Fitness Revolucionario. (<http://www.fitnessrevolucionario.com/2014/02/13/agarrete-fuerte-desarrolla-tus-manos-y-antebrazos/>).
- [17] Sergio Díaz. (18 enero, 2017). ¿Qué es la fuerza de agarre y cómo desarrollarla? Musculación Total. (<https://www.musculaciontotal.com/entrenar/la-fuerza-de-agarre/>).
- [18] Carrión L, Ochoa D, Valverde J.A. Programa de Pasantías Académicas, UPS Cuenca. (2009). Análisis del funcionamiento del Sensor de Fuerza Resistivo (FSR) con LabView [pdf]. Disponible:(http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robotica/nap/nap_fsr.pdf).
- [19] Electrónicos CALDAS. Manizales, Colombia. FSR 402. (<http://www.electronicoscaldas.com/sensores-de-fuerza-peso-estres/255-sensor-de-fuerza-fsr-402.html>).
- [20] I+D Electronica. Resistencia sensible a fuerza 0,6” (<http://www.didacticaselectronicas.com/index.php/sensores/fuerza-y-vibracion/resistencia-sensible-a-fuerza-05-detail>).
- [21] Interlink Electronics FSR Force Sensing Resistors. FSR Integration Guide (http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/FSR-Integration_Guide_Interlink.pdf)

-
- [22] Bluno Nano. ARDUINO.cl. (<http://arduino.cl/bluno-nano/>).
- [23] Bluetooth. (1 de Marzo, 2017). Wikipedia, La enciclopedia libre. (<https://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>).
- [24] Circuito integrado LM324(1 de octubre, 2011). EcuRed, Conocimiento con todos y para todos. (https://www.ecured.cu/Circuito_integrado_LM324).
- [25] Lee, Jung-Hyun and Lee, Young-Shin and Park, Sung-Ha and Park, Moon-Cheol and Yoo, Byung-Kun and In, Sung-Min.(2008) A study on the human grip force distribution on the cylindrical handle by intelligent force glove (I-force glove). Control, Automation and Systems, 2008. ICCAS 2008. International Conference on. IEEE.
- [26] INTERLINK ELECTRONICS. Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Part Catalog. (<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>).

8. Anexos

8.1. Código en Processing y Arduino

A continuación podrá visualizar el código realizado para la interfaz del instrumento desarrollado en este trabajo, El código Arduino el cual es el que se ha grabado en el Arduino y se ejecutará durante todo el tiempo que permanezca el circuito energizado, este programa encarga la lectura, procesamiento y envío de los valores de fuerza. Luego en Processing se desarrolló un interfaz que permite la visualización de la fuerza y posteriormente tener un registro de estos valores en un archivo de texto.

Código de Processing

```
import processing.serial.*;
Serial puerto;
PImage fondo;
PImage fondo2;
Log log;
int inicio; //Define si ya hay comunicación
int miPuerto; // Guarda que puerto se utilizara
int numPuerto; //El Numero de puertos disponibles
int sensor1; //Valor del Sensor 1
int sensor2; //Valor del Sensor 2
int sensor3; //Valor del Sensor 3
int sensor4; //Valor del Sensor 4

void setup() {
  size(1024, 650); //Tamaño de Pantalla
  log= new Log("Usuario.txt"); // Crea el Archivo de texto
  fondo = loadImage("inicio.jpg");
  fondo2 = loadImage("mano.jpg");
  background(fondo);
  textSize(50);
  numPuerto = Serial.list().length; // Se obtienen número de
puertos
  int y = 150;
  if (numPuerto == 0) {
    fill(188, 83, 73);
    text("No Hay Puertos Disponibles", 170, 60);
  } else {
    if (numPuerto == 1) {
      miPuerto=0; // puerto 1
      setup2();
    } else {
      fill(0, 255, 0);
      text("Seleccione el Puerto", 50, 80);
      for (int i=0; i<numPuerto; i++) //Imprimiendo las
puerto disponibles
      {
        text(i, 50, y); //Muestra el número de puerto
        text("-", 100, y);
        text(Serial.list()[i], 150, y); // el puerto de aquel
numero
        y=y+60; // Nueva posición en y 20 pg mas
      }
    }
  }
}
```

```
    }  
  }  
  //println(numPuerto);  
  //println(Serial.list()); // Para visualizar en la consola  
  si así lo desea  
}
```

```
void keyPressed() // Selección de puertos  
{  
  if (numPuerto == 1) {  
    miPuerto=0; // Puerto 1  
    setup2();  
  } else {  
    if (key == '0')  
    {  
      miPuerto=0;  
    }  
    if (key == '1')  
    {  
      miPuerto=1;  
    }  
    if (key == '2')  
    {  
      miPuerto=2;  
    }  
    if (key == '3')  
    {  
      miPuerto=3;  
    }  
    if (key == '4')  
    {  
      miPuerto=4;  
    }  
    if (key == '5')  
    {  
      miPuerto=5;  
    }  
    setup2();  
  } // Para pasar a otra página se crea el setup2  
}
```

```
void setup2 () {  
  
  background(fondo);  
  size(1024, 650);  
}
```

```

    puerto = new Serial(this, Serial.list()[miPuerto], 115200);
    puerto.bufferUntil('\n');//Lea datos hasta que encuentre un
salto de línea

    inicio = 1;
}

void draw() {
    if (inicio==1) {
        background(fondo2);
        size(1024, 650);
        textSize(50);

        fill(0, 0, 255);
        rect(600, 570, 400, 70);
        fill(0, 200, 255);
        strokeWeight(3);
        text("Guardar Archivo", 605, 620);

        fill(19, 28, 237);
        text("Bienvenido", 400, 50);

        fill(0, 200, 5);
        text("Sensor 1: "+sensor1 +" mN", 120, 200);

        fill(0, 200, 5);
        text("Sensor 2: "+sensor2 +" mN", 120, 260);

        fill(0, 200, 5);
        text("Sensor 3: "+sensor3 +" mN", 120, 320);

        fill(0, 200, 5);
        text("Sensor 4: "+sensor4 +" mN", 120, 380);

        fill(0, 0, 0);
        text("Gracias ", 800, 520);
        log.write("S1:"+ sensor1 + " " + " S2:"+sensor2 + " " + "
S3:"+sensor3 + " " + " S4:"+sensor4);
    }
}

void mousePressed() {
    if (overRect(600, 570, 400, 70)) { //Guardar datos
        exit(); // Detiene el programa
    }
}

```

```

        println("Archivo cerrado");
        log.close(); // Sierra el archivo
    }
}

boolean overRect(int x, int y, int width, int height) {
    if (mouseX >= x && mouseX <= x+width &&
        mouseY >= y && mouseY <= y+height) {
        return true;
    } else {
        return false;
    }
}

void serialEvent(Serial puerto) {
    String inString = puerto.readStringUntil('\n');

    if (inString != null) {
        int[] dato = int(split(inString, ',')); // Lee datos cada
        ves que encuentre una coma ','
        sensor1= dato[0];
        sensor2= dato[1];
        sensor3= dato[2];
        sensor4= dato[3];
    }
}

```

Clase Log

```

//Inicia clase Log
class Log {
    private PrintWriter output; //Permite la creación de
    archivos
    private String path= sketchPath(); //Variable para guardar
    ruta de archivo
    private String fileName; //Variable para el nombre del
    archivo
    private int id=1; //id del archivo, se usa para renombrar

    //Constructor de la clase
    Log(String fileName) {
        this.fileName=fileName; //Asignamos nombre del archivo
        if (exist(this.fileName)) { //comprobamos si ya existe
        el nombre del archivo con la función exist()

```

```

        rename(); //Si es verdadero se llama a la función
rename()
        output= createWriter(this.fileName); //Se crea el
archivo con el nombre nuevo
    }
    else {
        output= createWriter(this.fileName); //Si no existe, se
crea sin renombrar
    }
}

//Crea una lista de los archivos existentes en el
directorio actual
private String[] listFileNames(String dir) { //recibe como
parametro la ruta actual
    File file = new File(dir); //Crea un objeto de la clase
File
    if (file.isDirectory()) { //Comprobamos que sea un
directorio y no un archivo
        String names[] = file.list(); //Cargamos la lista de
archivos en el vector names[]
        return names; //regresamos names[]
    }
    else {
        return null; //En caso de que sea un archivo se
regresa null
    }
}

//Comprueba si el archivo ya existe
private boolean exist(String fileName) { //recibe como
parametro el nombre del archivo
    String[] filenames = listFileNames(path); //llama a la
funcion listFileNames para obtener la lista de archivos
    for (int x=0; x<=filenames.length-1;x++) { //Se
comprueba por medio de un for la existencia del archivo,
recorre todo el vector
        if (fileName.equals(filenames[x])) { //Si el nombre de
un archivo existente coincide con el que se propuso
            return true; //Regresa verdadero
        }
    }
    return false; //Regresa falso
}

```

```

//Renombra el archivo para no sobrescribir
private void rename() {
    String newName=(split(fileName,
    ".")[0]+"_"+str(id)+"."+split(fileName, ".")[1]); //Al nombre
original se le asigna un indicador haciendo uso del id
    if (exist(newName)) { //Se comprueba si archivo con el
nuevo nombre existe
        id++; //Se incrementa id hasta que se encuentra un
archivo inexistente
        rename(); //Es recursiva en caso de que siga
exisitendo el nombre
    }
    else {
        fileName=newName; //Se regresa el nuevo nombre
        return;
    }
}

//Cierra el archivo, para que sea utilizable
public void close() {
    output.flush(); //Vaciamos buffer de escritura
    output.close(); //Cerramos el archivo
}

//Escribe datos nuevos
public void write(String data) {
    output.println(data+"\n"); //Concatena los datos nuevos y
asigna fin de linea
}
} //Termina clase

```

Código de Arduino

```
//Declaración de pines Análogos para la Lectura de los
Sensores.
int AnalogPin01 = 0; // Sensor01 conectado a Analog 0
int AnalogPin02 = 1; // Sensor02 conectado a Analog 1
int AnalogPin03 = 2; // Sensor01 conectado a Analog 0
int AnalogPin04 = 3;
//Declaración de variables de los valores leídos por cada
Sensor.
int ResRead01; // La Lectura del Sensor01
int ResRead02; // La Lectura del Sensor02
int ResRead03; // La Lectura del Sensor01
int ResRead04;
//Masa aproximada a la real
int Masa1;
int Masa2;
int Masa3;
int Masa4;
// Valor de la Fuerza calculada
int Fuerza1;
int Fuerza2;
int Fuerza3;
int Fuerza4;
//Valore fijos
float e = 2.71828; //Valor de Euler
float gc = 9.77801; //Valor de la gravedad en Cartagena

void setup()
{
  Serial.begin(115200); // Enviaremos la información de
  depuración a través del Monitor de Serial
}
void loop()
{
  /*LECTURA DEL SENSOR 01*/
  ResRead01 = analogRead(AnalogPin01); // La Señal es igual a
  la lectura del Sensor01 (Analog 0)
  Masa1=11.338*(pow(e, (0.0046*ResRead01)));
  Fuerza1=(Masa1*gc)-97;
  Serial.print(Fuerza1);
  Serial.print(",");
}
```

```
    /*LECTURA DEL SENSOR 02*/
    ResRead02 = analogRead(AnalogPin02); // La Señal es igual a
la lectura del sensor02 (Analog 1)
    Masa2=10.335*(pow(e, (0.0045*ResRead02)));
Fuerza2=(Masa2*gc)-97;
    Serial.print(Fuerza2);
    Serial.print(",");
    /*LECTURA DEL SENSOR 03*/
    ResRead03 = analogRead(AnalogPin03); // La Señal es igual a
la lectura del sensor02 (Analog 1)
    Masa3=8.2619*(pow(e, (0.0048*ResRead03)));
Fuerza3=(Masa3*gc)-78;
    Serial.print(Fuerza3);
    Serial.print(",");
    /*LECTURA DEL SENSOR 04*/
    ResRead04 = analogRead(AnalogPin04); // La Señal es igual a
la lectura del sensor02 (Analog 1)
    Masa4=11.542*(pow(e, (0.0044*ResRead04)));
Fuerza4=(Masa4*gc)-97;
    Serial.print(Fuerza4);
    Serial.print(",");

    Serial.println();

    delay(500);
}
```