

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**USO DE SENSORES DE FUERZA RESISTIVOS PARA
MEJORAR LA COMODIDAD EN PRÓTESIS PARA
EXTREMIDADES DE ANIMALES**

Alexander Nicolay Valencia Salazar

Ingeniería Electrónica y Automatización

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito
para la obtención del título de
Ingeniero en Electrónica

Quito, 23 de diciembre de 2021

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA**

**USO DE SENSORES DE FUERZA RESISTIVOS PARA MEJORAR LA
COMODIDAD EN PRÓTESIS PARA EXTREMIDADES DE ANIMALES**

Alexander Nicolay Valencia Salazar

Nombre del profesor, Título académico

**Diego Benítez, PhD.
Malena Loza, MSc.**

Quito, 23 de diciembre de 2021

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombres y apellidos: Alexander Nicolay Valencia Salazar

Código: 00200808

Cédula de identidad: 1719635045

Lugar y fecha: Quito, 23 de diciembre de 2021

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following capstone project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

RESUMEN

Las amputaciones de extremidades provocan, en muchos casos, el uso de prótesis para mejorar la calidad de vida de sus usuarios, sin embargo, estas traen consigo varios problemas de incomodidad debido a la mala distribución de fuerzas en el zócalo de la prótesis. Esto provoca lesiones cutáneas, dolor, infecciones, entre otras complicaciones. Por eso es muy importante desarrollar un sistema de monitoreo de fuerzas entre el zócalo de la prótesis y el muñón, que permita extraer información para mejorar el diseño mecánico de la prótesis. En este trabajo se presenta un sistema de monitoreo de fuerzas portable, utilizando los sensores de fuerza resistivos de Interlink Electronics, FSR 402. El sistema cuenta con una interfaz de usuario que muestra en tiempo real, en un modelo 3D del muñón, las fuerzas aplicadas sobre éste mediante un mapa de calor. Además, gráficas de fuerza a lo largo del tiempo, permitiendo un análisis en periodos de tiempos largos.

Palabras clave: Force Sensing Resistor (FSR), amplificador de transimpedancia, prótesis, zócalo, muñón.

ABSTRACT

Limb amputations cause, in many cases, the use of prostheses to improve the quality of life. However, these bring with them several problems of discomfort due to the poor distribution of forces in the socket of the prosthesis, which causes skin lesions, pain, infections, among other complications. Therefore, a system for monitoring the forces between the socket and the residual limb is critical to extract information to improve the mechanical design of the prosthesis socket. In this work, we present a portable force monitoring system, using Interlink Electronics force sensing resistors (FSR 402). The system has a user interface that shows in real time, in a 3D model, the forces applied on the residual limb through a heat map. In addition, the user interface features force graphs over time, allowing analysis over long periods.

Keywords: Force Sensing Resistor (FSR), transimpedance amplifier, prosthesis, socket, residual limb.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	10
Metodología	12
Descripción del sistema	12
Sensor.....	12
Circuito de acondicionamiento	13
Fuente de alimentación	17
Adquisición de datos y comunicación WiFi TCP/IP	17
Interfaz de usuario.....	18
Placa PCB	22
Sensores en muñón	22
Resultados	24
Conclusiones	28
Referencias bibliográficas.....	29
Anexo A:.....	31

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.- Voltaje de salida de circuito de acondicionamiento	24
--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.- Diagrama general de sistema de monitoreo	12
Figura 2.- FSR-402 de Interlink Electronics	13
Figura 3.- Resistencia de FSR-402 para distintas fuerzas.....	13
Figura 4.- Amplificador de transimpedancia	14
Figura 5.- Circuito de acondicionamiento	15
Figura 6.- Batería Lipo 2 celdas.....	17
Figura 7.- Modelo 3D muñón – Prótesis.....	19
Figura 8.- Numeración de sensores en muñón.....	19
Figura 9.- Mapa de calor – Modelo 3D.....	20
Figura 10.- Interfaz de usuario – página principal.....	20
Figura 11.- Interfaz de usuario – Gráficas de voltaje.....	21
Figura 12.- Interfaz de usuario – Gráficas de Fuerza.....	21
Figura 13.- Diseño placa PCB	22
Figura 14.- Placa PCB.....	22
Figura 15.- Sensores en muñón.....	23
Figura 16.- Voltaje vs Fuerza aplicada	25
Figura 17.- Interfaz de usuario – Mapa de calor en modelo 3D	26
Figura 18.- Interfaz de usuario – Gráficas de fuerza	27
Figura 19.- Interfaz de usuario – Gráficas de fuerza	27
Figura 20.- Anexo: Placa terminada con sensores en muñón	31
Figura 21.- Anexo: Sensores en muñón.....	31
Figura 22.- Anexo: Placa colocada en prótesis.....	32
Figura 23.- Anexo: Interfaz de usuario en funcionamiento	32
Figura 24.- Anexo: Gráficas de voltaje.....	33
Figura 25.- Anexo: Gráficas fuerza	33

Introducción

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, en países subdesarrollados existen alrededor de 40 millones de amputaciones, de las cuales solo el 5% tiene acceso a algún tipo de atención con prótesis [1]. Las amputaciones producen discapacidades físicas importantes que afectan la vida diaria de personas, así como también animales. Aunque, animales cuadrúpedos pueden adaptarse a movilizarse con solo 3 patas, esto puede tener efectos perjudiciales para la salud musculoesquelética a largo plazo, lo que provoca una peor calidad de vida [2].

En medicina veterinaria se recomienda la amputación para tratamientos de neoplasias, lesiones traumáticas, infecciones crónicas, necrosis isquémica, discapacidades derivadas de procesos degenerativos, parálisis, artritis inmanejable, deformidad congénita. Las amputaciones en perros se producen principalmente por lesiones traumáticas (~65%) y neoplasia (~35%) [2,3]. El osteosarcoma es uno de los tumores más comunes en caninos. De acuerdo con la *Fundación Nacional de Cáncer Canino* de EEUU, se estima que hay de 6000 a 8000 nuevos casos anuales [4], siendo la amputación uno de los métodos más recomendados para estos tipos de tumores.

Con el paso del tiempo la amputación de extremidades en perros, y sobre todo, el uso de prótesis va en aumento. Los amputados suelen desarrollar problemas asociados a la interacción con el zócalo de la prótesis incluyendo incomodidad, dolor, irritación de la piel, infecciones, úlceras, entre otras [5]. De hecho, en humanos ocurren lesiones cutáneas en ~60% de amputados de extremidades inferiores, lo que resulta en que ~25% de los amputados reduzcan el uso de sus prótesis [6]. Este tipo de complicaciones se producen principalmente por una mala distribución de fuerzas.

En las prótesis se tienen en cuenta varios parámetros, como la forma del zócalo, los materiales, el sistema de suspensión. Todos estos parámetros determinan las presiones y los esfuerzos sobre los tejidos de contacto [7]. Por lo tanto, es necesario entender la interacción entre el muñón, y el zócalo de la prótesis, mediante un sistema de monitoreo de las fuerzas que se ejercen sobre el muñón. De esta forma, se puede modificar los parámetros del diseño del zócalo, obteniendo una prótesis más cómoda para el usuario, contrarrestando las complicaciones al utilizar una prótesis.

Metodología

Descripción del sistema

El sistema de monitoreo está formado principalmente de 4 componentes: (i) una red de sensores colocados en la prótesis para monitorear las fuerzas, (ii) circuito de acondicionamiento para los sensores, (iii) recolección de datos, (iv) interfaz gráfica con los datos. El microcontrolador ESP32s de Nodemcu es una de las piezas principales del sistema, ya que se encarga de la adquisición y comunicación de los datos, así como también del control del multiplexor.

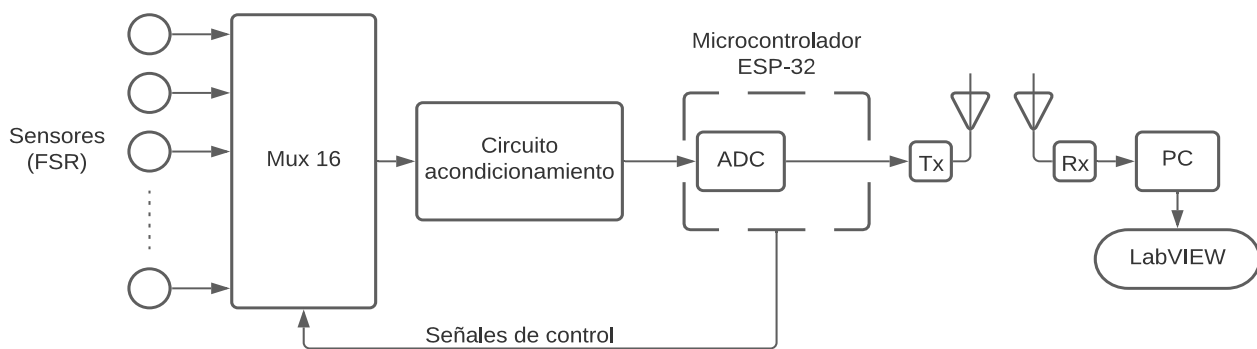


Figura 1.- Diagrama general de sistema de monitoreo

Sensor

El sensor que se utilizó en este prototipo es el FSR (*Force Sensing Resistor*) 402 de Interlink Electronics. En su zona activa este sensor tiene 0.5" [12.7mm] de diámetro; es decir, tiene un área activa de 1.27 cm². Este tipo de sensores muestran una disminución de la resistencia al aumentar la fuerza aplicada sobre su zona activa. El FSR está optimizado para aplicaciones de control táctil de dispositivos electrónicos, sistemas médicos, y aplicaciones en el área de robótica [8]. Estos sensores han sido utilizados en varias aplicaciones biomecánicas de control protésico y mediciones de presión, sin embargo, hay que tener en cuenta sus limitaciones en cuanto a la precisión y repetibilidad [9].

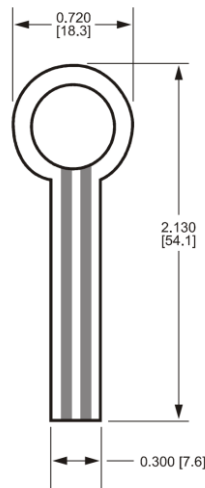


Figura 2.- FSR-402 de Interlink Electronics

Se tomaron varios datos de resistencia a distintas fuerzas aplicadas sobre la zona activa del sensor, para en base a ello, diseñar el circuito de acondicionamiento. De acuerdo con la hoja de datos, el sensor tiene una resistencia del orden de los 10M ohms cuando el sensor no tiene ninguna fuerza aplicada. En la siguiente figura se muestra los valores de resistencia, para distintas fuerzas desde los 0.7N hasta los 15N, en tres sensores.

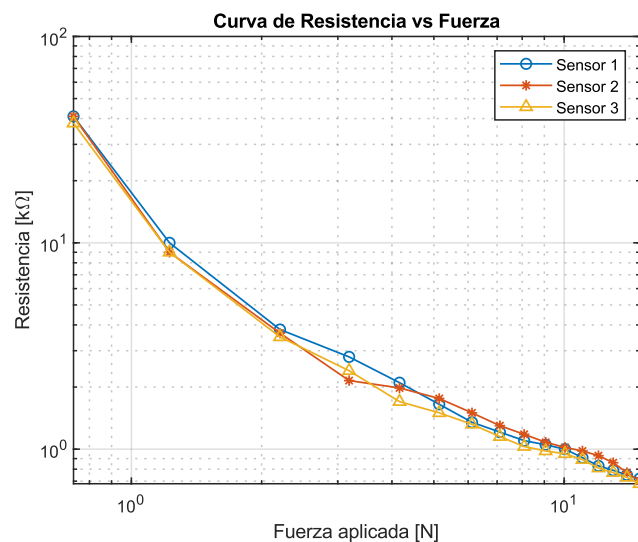


Figura 3.- Resistencia de FSR-402 para distintas fuerzas

Circuito de acondicionamiento

Para el circuito de acondicionamiento se eligió un amplificador de transimpedancia, también conocido como convertor de corriente a voltaje. Este tipo de circuito es utilizado

cuando se tiene una matriz de sensores, además, es más fácil manejar la conductancia que la resistencia, ya que la conductancia es directamente proporcional a la fuerza aplicada [10]. Asimismo, este amplificador es aconsejado por el fabricante de los sensores, Interlink Electronics, dado que el voltaje de salida mantiene una relación directamente proporcional con la fuerza. En la Figura 4 se muestra el circuito recomendado por el fabricante.

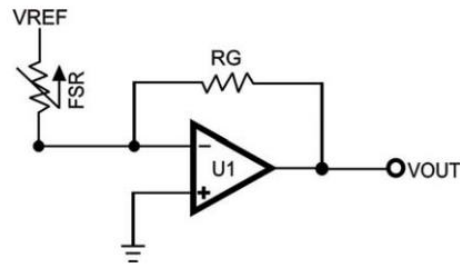


Figura 4.- Amplificador de transimpedancia

Donde el voltaje de salida de este circuito está dado por la expresión (1).

$$V_{out} = V_{REF} \left(- \frac{R_G}{R_{FSR}} \right) \quad (1)$$

Sin embargo, dado que se requiere que el sistema de monitoreo sea portable, y que funcione con una batería, se realizaron varios cambios, obteniendo al final el circuito de la Figura 5.

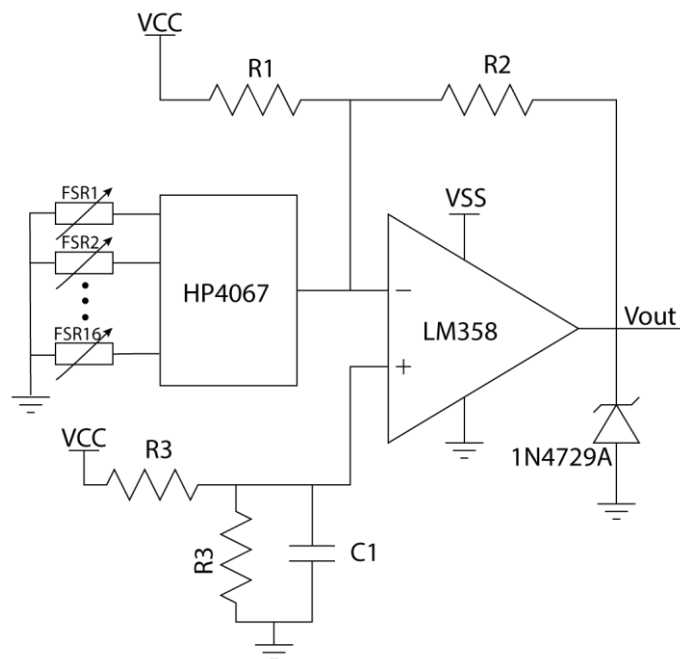


Figura 5.- Circuito de acondicionamiento

Con esta configuración se logra tener un circuito que funciona con una sola fuente de alimentación. VSS es el voltaje de la batería, correspondiente a 7.4V, mientras que VCC es el voltaje que se utiliza para alimentar tanto el circuito de acondicionamiento, como el multiplexor, y tiene un valor de 5V. Este voltaje se lo obtiene de la misma batería de 7.4V. Con el circuito propuesto en la Figura 5, la conductancia se la obtiene con la expresión (2), y el voltaje de salida (V_{out}) se obtiene con (3).

$$G_s = \frac{1}{R_{FSR}} = \frac{2}{R_2 V_{CC}} \left[V_{out} - \frac{V_{CC}}{2} \left(1 - \frac{R_2}{R_1} \right) \right] \quad (2)$$

$$V_{out} = \frac{R_2 V_{CC}}{2} \left(\frac{1}{R_{FSR}} + \frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_1} \right) \quad (3)$$

La respuesta de este circuito es lineal, es decir, que el voltaje es proporcional a la fuerza aplicada. La resistencia R_2 será la que cambie la pendiente de la curva de voltaje vs fuerza, mientras que con R_1 se configura un voltaje de offset en V_{out} . Para la elección de los valores de R_1 y R_2 se analizaron los datos de resistencia, y además se toma en cuenta el rango en el

que se va a trabajar. El rango de fuerzas elegido es de [0-11] N, se escoge 11N de límite superior, ya que una fuerza mayor es demasiado grande para un área tan pequeña. Con estas consideraciones, se utilizaron los siguientes valores: $R_2 = 1.2 [k\Omega]$, y $R_1 = 1.3 [k\Omega]$.

La guía de Interlink Electronics recomienda el uso del amplificador operacional LM358, siendo una de las razones por la que se lo escogió. Además, dado que se pretende tener un sistema portable, este amplificador puede funcionar con una sola fuente de alimentación. El funcionamiento con una sola fuente requiere de una tierra virtual, que generalmente es de $VCC/2$ [11]. Por lo tanto, para obtener $VCC/2$ se utiliza un divisor de voltaje con las resistencias R_3 , y se agregó un capacitor para eliminar el ruido. Se eligió un valor de $R_3 = 100[k\Omega]$, y $C_1 = 0.1 [\mu F]$.

En este sistema existen 16 sensores que deben pasar por el circuito de acondicionamiento. Un sistema ideal de adquisición de datos utiliza un conversor análogo-digital (ADC) para cada canal de medición, sin embargo, utilizando un multiplexor que conmuta entre las entradas de múltiples canales y utiliza un solo ADC, se reduce significativamente los costos [12]. Y en este caso en particular, el uso de un multiplexor reduce considerablemente el tamaño del sistema, ya que solo se utiliza un circuito de acondicionamiento para los 16 sensores.

El multiplexor que se utiliza es el HP4067 de Texas Instruments. Este multiplexor es un dispositivo que controla digitalmente los 16 canales analógicos que posee, y utiliza una tecnología CMOS alcanzando altas velocidades de conmutación [13]. Este multiplexor se controla con los puertos digitales del microcontrolador ESP32s. Para leer los 16 sensores se realiza un barrido de los 16 canales del multiplexor a una frecuencia de 31 Hz.

Además, se colocó un diodo Zener en paralelo a la salida como elemento de protección del puerto de entrada analógica del microcontrolador. Se utilizó el diodo 1N4729A, que permite limitar el voltaje a la salida del circuito de acondicionamiento hasta 3.3V, dado que el

voltaje máximo permitido por el puerto analógico del microcontrolador es precisamente este valor. Con el uso del diodo Zener se garantiza que no ingrese al ADC un valor de voltaje superior, evitando que se produzca algún inconveniente.

Fuente de alimentación

Para alimentar el sistema se utiliza una batería de polímero de litio (LiPo) (Figura 6) de 2 celdas de 1000mah, que proporciona un voltaje de 7.4 V. Este voltaje de 7.4V, es el denominado V_{SS} , mientras que $V_{CC} = 5 V$. Para conseguir el voltaje de 5 V, se utilizó el conversor de voltaje LM2596. Este conversor DC-DC, del tipo *Step-Down*, es capaz de conducir una corriente de hasta 3A. Con el voltaje de 5V se alimenta el circuito de acondicionamiento, el microcontrolador ESP32s, y también el multiplexor HP4067.



Figura 6.- Batería Lipo 2 celdas

Adquisición de datos y comunicación WiFi TCP/IP

Para la recolección de datos de los 16 sensores, se utiliza el microcontrolador ESP32s. Este microcontrolador tiene una resolución de 12-bit en su conversor análogo/digital (A/D). Se utiliza un solo puerto de entrada analógica para la lectura de los voltajes de salida del circuito de acondicionamiento. El rango del conversor A/D es de 0-3.3 V. Además, se utilizan 5 puertos de entrada/salida (I/O) digitales para el control del multiplexor, y de esta manera realizar un barrido de los 16 sensores.

El microcontrolador ESP32s tiene incorporado un transmisor de Wi-Fi que admite un amplio rango de conexiones de comunicación. El módulo admite una velocidad de transmisión

de datos de hasta 150 Mbps [14]. Se utiliza el protocolo de comunicación TCP/IP (*Transmission control protocol / Internet Protocol*), y el modelo de cliente/servidor (C/S). Lo esencial de la estructura C/S es la distribución de las tareas, donde existe una comunicación de solicitud/respuesta, es decir, el servidor recibe una solicitud del cliente, realiza la tarea correspondiente y envía los resultados [15].

Para establecer la comunicación inalámbrica TCP/IP, se configura el microcontrolador como servidor, y la PC como cliente. Es importante que se establezca un puerto de servidor (*Server Port*), y que el cliente tenga la dirección IP del servidor, es decir, de la ESP32. Para la interfaz gráfica con el usuario, se utilizará el software LabVIEW, que se encargará de comunicarse con el microcontrolador, para posteriormente mostrar los datos enviados. Desde LabVIEW se envían solicitudes para que el microcontrolador configure sus puertos digitales que controlan el multiplexor. Es decir, desde LabVIEW se envía la instrucción de leer un canal específico del multiplexor, y el microcontrolador envía como respuesta el voltaje de salida del circuito de acondicionamiento. Este proceso se repite para los 16 canales del multiplexor, teniendo una frecuencia de lectura de 31 Hz.

Interfaz de usuario

Una vez que LabVIEW obtiene los datos de voltaje de salida del circuito de acondicionamiento, se realiza el procesamiento de la señal, en la que se transforma el valor de voltaje, a un valor de fuerza. Para realizar esta conversión se utiliza el modelo lineal hallado experimentalmente con los datos de los sensores. La interfaz consta de 3 partes principales: (i) Modelo 3D donde se muestra a través de un mapa de calor las fuerzas ejercidas sobre el muñón. (ii) Curvas de voltaje, en esta sección se muestra el voltaje de salida del circuito de acondicionamiento de cada sensor a través del tiempo. (iii) Curvas de Fuerza, se muestra la fuerza ejercida sobre cada uno de los sensores a través del tiempo.

El modelo en 3D es de la parte del muñón que ingresa en la prótesis, como se observa en la Figura 7.

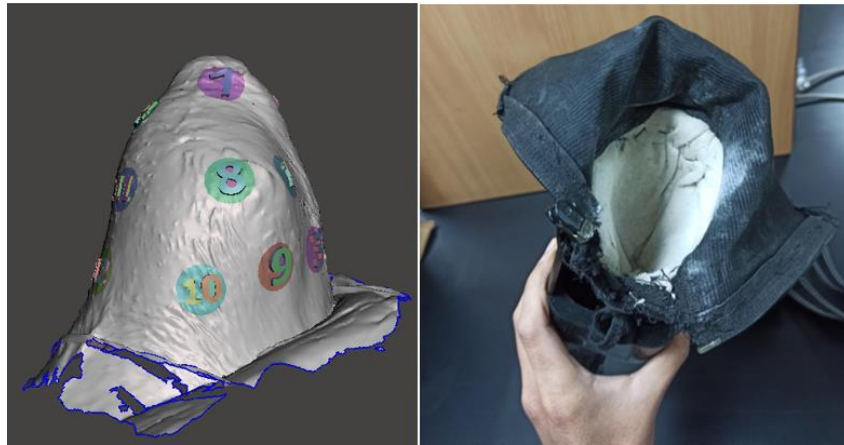


Figura 7.- Modelo 3D muñón – Prótesis

El modelo 3D del muñón se lo exporta a LabVIEW, se colocan los puntos donde están localizados los sensores, y se muestran los datos de las fuerzas de cada sensor en una escala de color como se puede apreciar en la Figura 8. Es decir, se tiene algo parecido a un mapa de calor en función de la fuerza aplicada en cada punto. En la Figura 9 se ilustra el mapa de calor en 3D de cierto sensor activado.

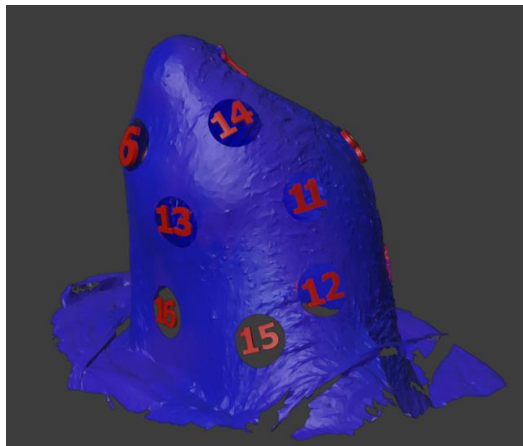


Figura 8.-Numeración de sensores en muñón

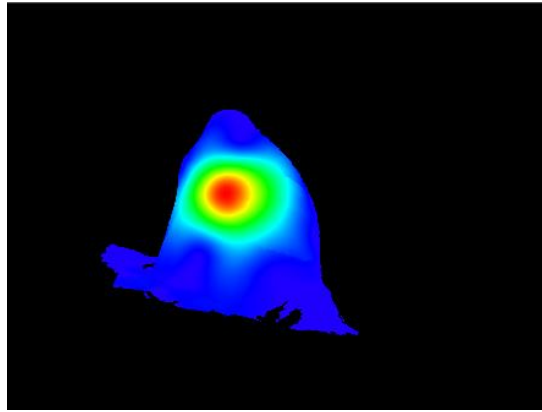


Figura 9.- Mapa de calor – Modelo 3D

En la Figura 10 se observa la ventana principal de la interfaz gráfica en donde se muestra a la izquierda el mapa de calor del muñón y a la derecha la distribución de los sensores sobre el mismo.

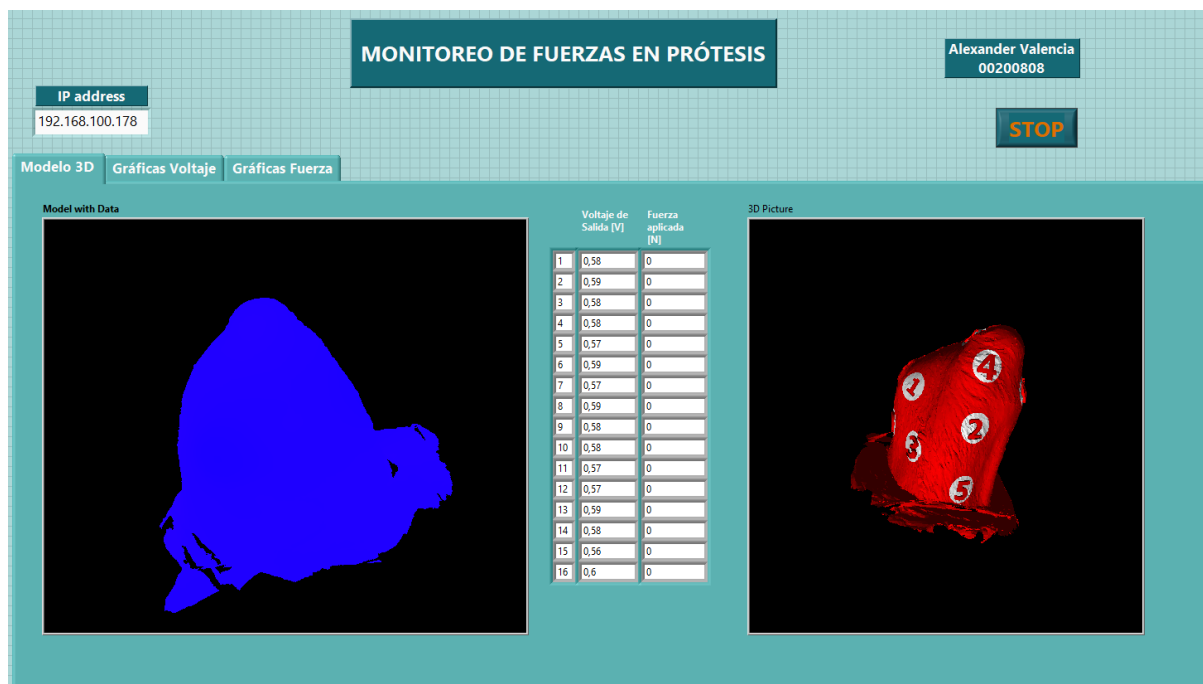


Figura 10.- Interfaz de usuario – página principal

Además, se tienen graficas de voltaje y fuerza de cada uno de los sensores en función del tiempo, tal como se muestra en las Figuras 11 y 12.

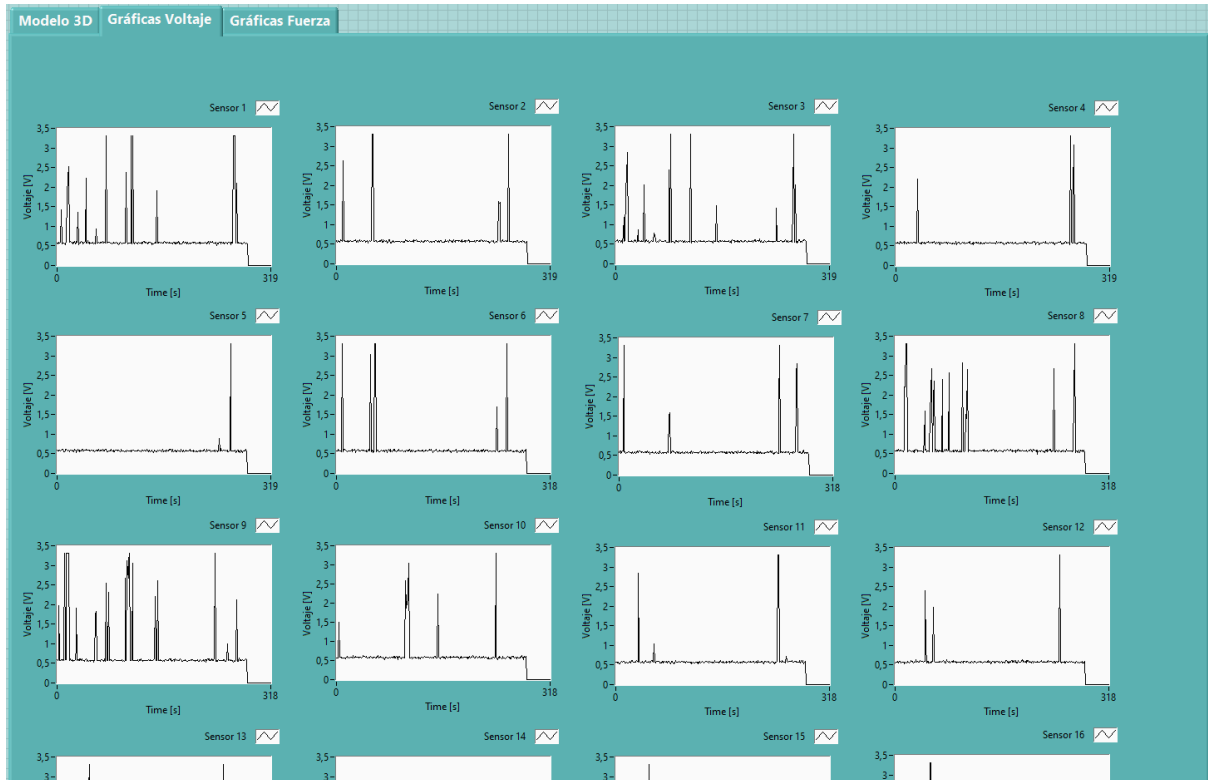


Figura 11.- Interfaz de usuario – Gráficas de voltaje

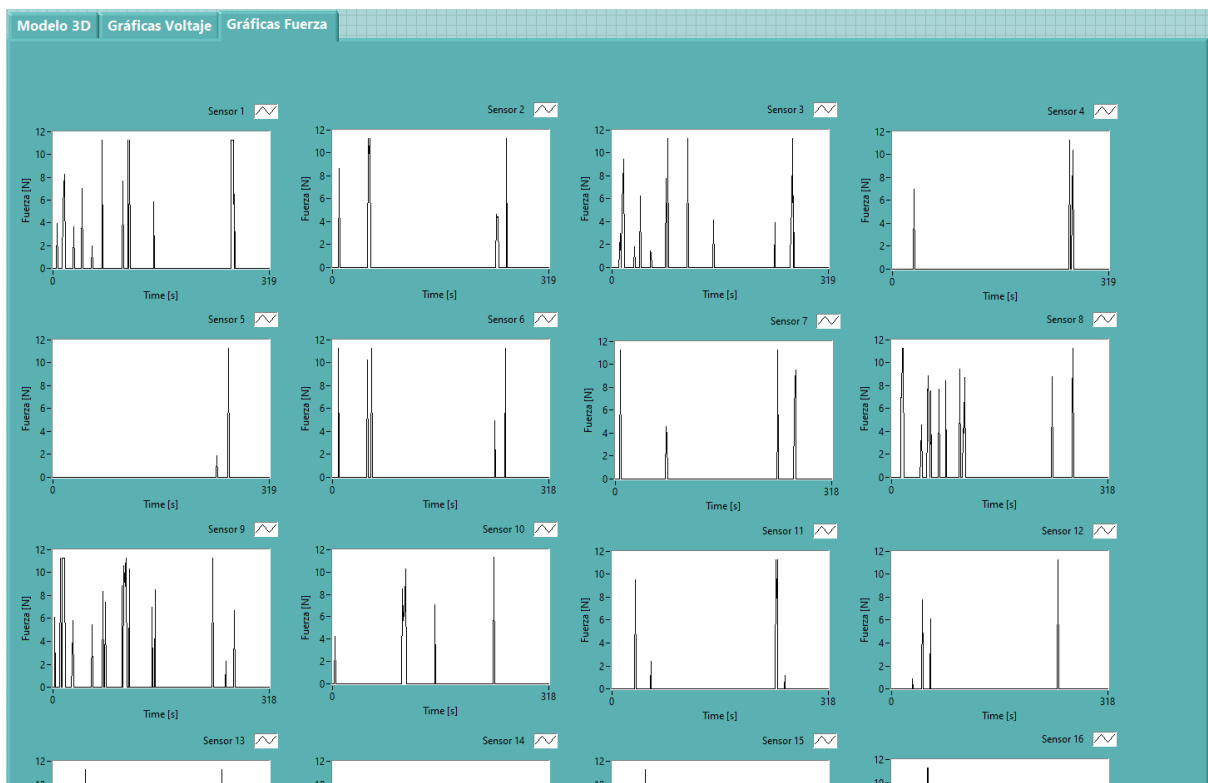


Figura 12.- Interfaz de usuario – Gráficas de Fuerza

Placa PCB

Dado que se desea implementar un sistema portable, se fabricó una placa PCB que contiene el circuito de acondicionamiento, el microcontrolador, y el multiplexor. En la Figura 13 se muestra el diseño de la placa.

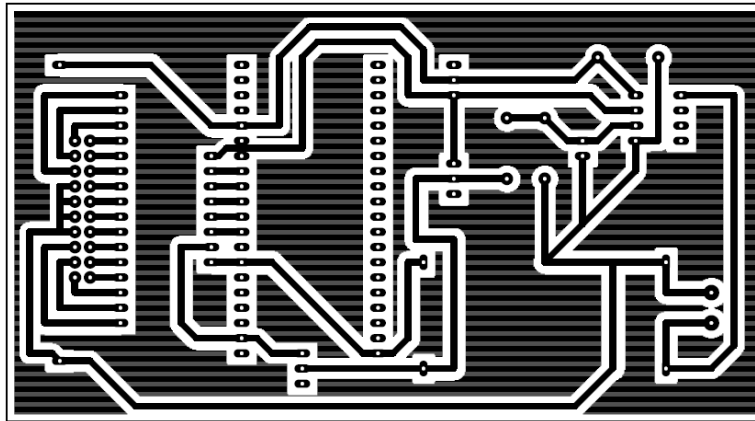


Figura 13.- Diseño placa PCB

La placa con los todos elementos colocados se muestra en la Figura 12. Las dimensiones son de 12.5cm x 7cm.

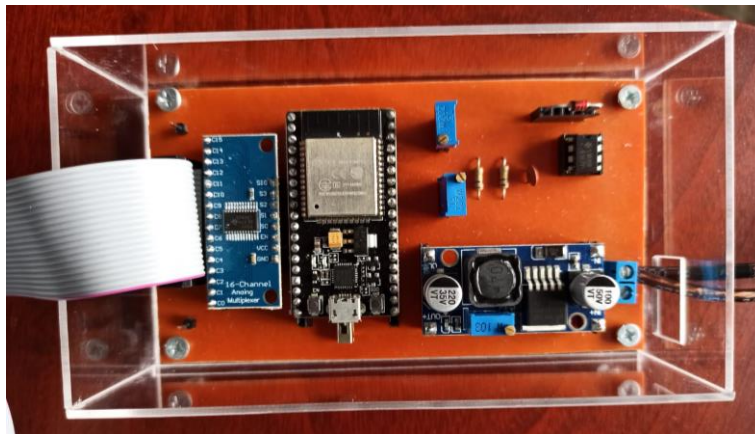


Figura 14.- Placa PCB

Sensores en muñón

Para realizar pruebas se distribuyeron los sensores alrededor del molde del muñón para comprobar con la interfaz que los sensores funcionen correctamente, y que además se muestre

los datos de cada sensor en la posición correspondiente. En la Figura 15 se muestra la distribución de los sensores que se colocaron en el molde del muñón.



Figura 15.- Sensores en muñón

Resultados

Una vez diseñado el circuito de acondicionamiento, se realizaron pruebas con 5 de los 16 sensores. Se utilizaron 5 sensores, ya que se observó que la respuesta del sistema era muy similar, por lo tanto, con 5 sensores era suficiente para hallar el modelo lineal que relaciona la fuerza con el voltaje. Se aplicaron fuerzas en el rango de 1-11 N, y se observó el voltaje de salida del circuito de acondicionamiento. En la tabla se muestra los datos obtenidos, además, se muestra una gráfica con la recta del modelo lineal.

Tabla 1.- Voltaje de salida de circuito de acondicionamiento

Fuerza [N]	Voltaje de salida[V]				
	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5
0.98	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
1.23	0.72	0.73	0.73	0.72	0.72
1.72	0.85	0.85	0.86	0.84	0.82
2.21	0.95	0.95	0.95	0.93	0.99
2.70	1.1	1.1	1.15	1.11	1.2
3.19	1.29	1.28	1.31	1.28	1.3
3.68	1.36	1.35	1.39	1.35	1.4
4.17	1.53	1.54	1.55	1.51	1.6
4.66	1.64	1.68	1.68	1.7	1.78
5.15	1.73	1.74	1.74	1.8	1.85
5.64	1.86	1.84	1.87	1.88	1.94
6.13	1.94	1.93	1.97	2	2.04
6.62	2.05	2.02	2.1	2.08	2.14
7.11	2.18	2.17	2.15	2.22	2.25
7.60	2.35	2.33	2.32	2.3	2.31
8.09	2.46	2.44	2.45	2.47	2.42
8.58	2.62	2.59	2.56	2.61	2.5
9.07	2.74	2.7	2.67	2.69	2.6
9.56	2.85	2.83	2.83	2.79	2.7
10.05	3.04	3.02	3.04	3.03	2.94
10.54	3.12	3.12	3.25	3.15	3.15
11.03	3.3	3.25	3.3	3.26	3.27

Se realizó las pruebas con las fuerzas mostradas en la tabla, y tras realizar una regresión lineal (ver Figura 16), se obtiene la recta de la gráfica. El modelo lineal que relaciona el voltaje con la fuerza está definido por la expresión (4).

$$F = 0.2548 \cdot V + 0.4228 \quad (4)$$

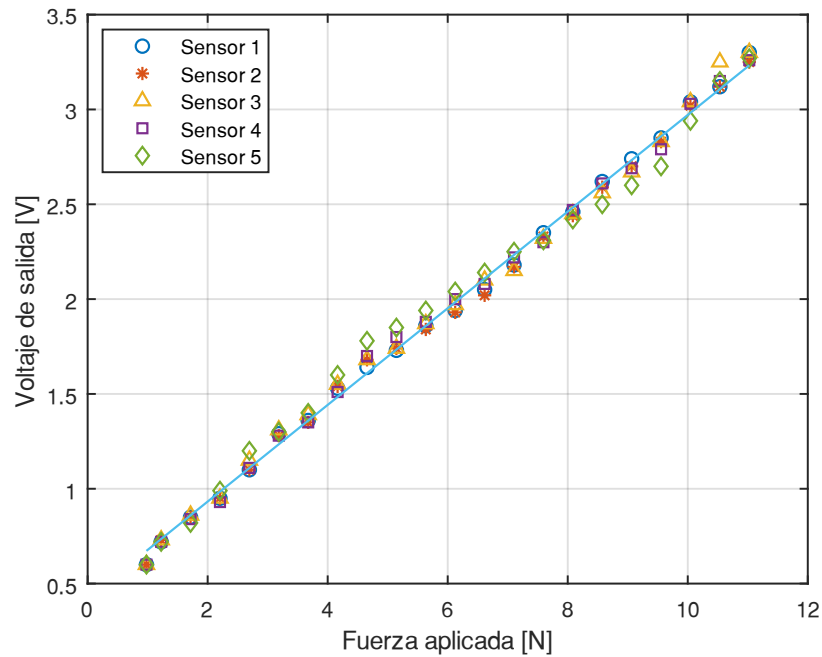


Figura 16.- Voltaje vs Fuerza aplicada

Una vez que se tiene el modelo lineal definitivo, se aplica esta expresión en LabVIEW, para mostrar los datos en unidades de fuerza, obteniendo los resultados que se exponen la siguiente sección.

Monitoreo en tiempo real

El monitoreo en tiempo real de las fuerzas aplicadas es necesario porque ayuda a comprobar que el sistema y los sensores están funcionando. Pero también, permite analizar los datos de las fuerzas cuando se realiza un estímulo mecánico en específico. En la Figura 17 se muestra la interfaz con el modelo 3D. La gráfica de la izquierda muestra a través de un mapa

de calor las fuerzas sobre el muñón, mientras que el modelo 3D de la derecha sirve para identificar en que posición están los sensores.

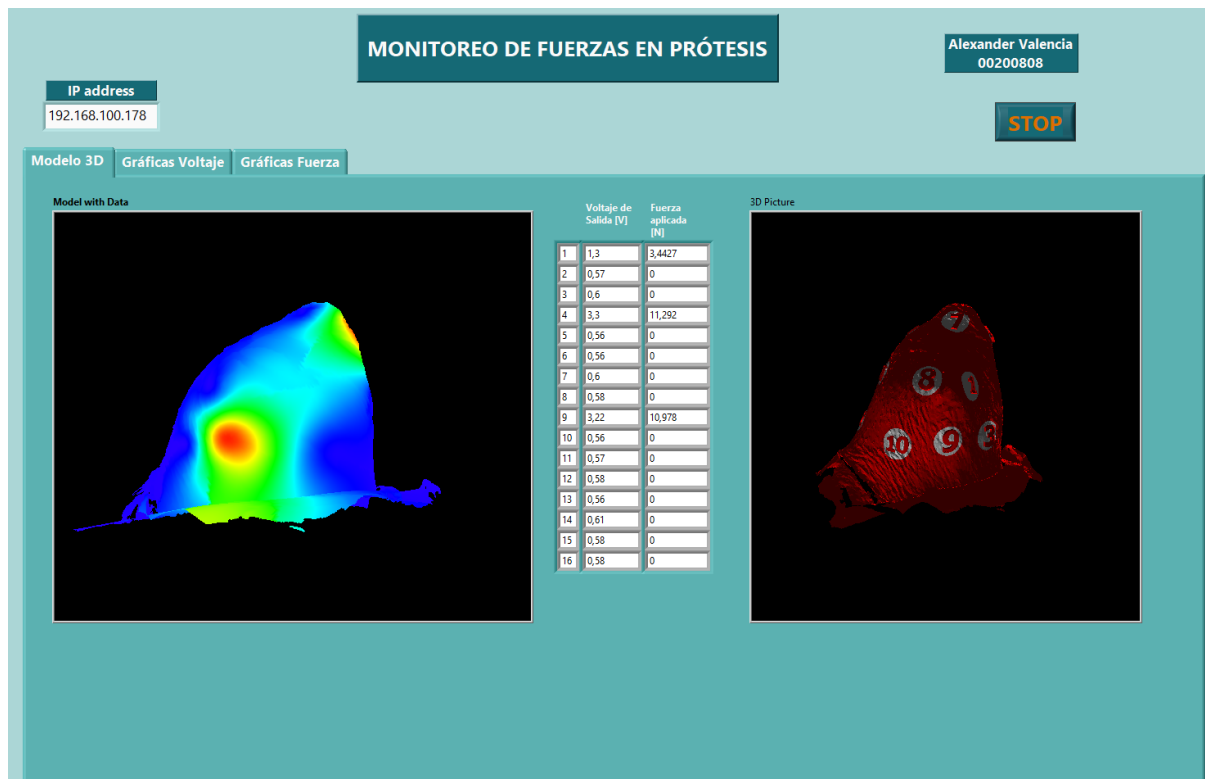


Figura 17.- Interfaz de usuario – Mapa de calor en modelo 3D

Además, el sistema cuenta con graficas de fuerza y voltaje en función del tiempo. Esto servirá para analizar los datos en periodos de tiempo más largos. De esta forma, se pueden determinar en qué puntos existe presión constante, y durante cuánto tiempo. En la Figura 18 y 19, se muestra un ejemplo de cómo se ven las gráficas de fuerza y voltaje a lo largo del tiempo.

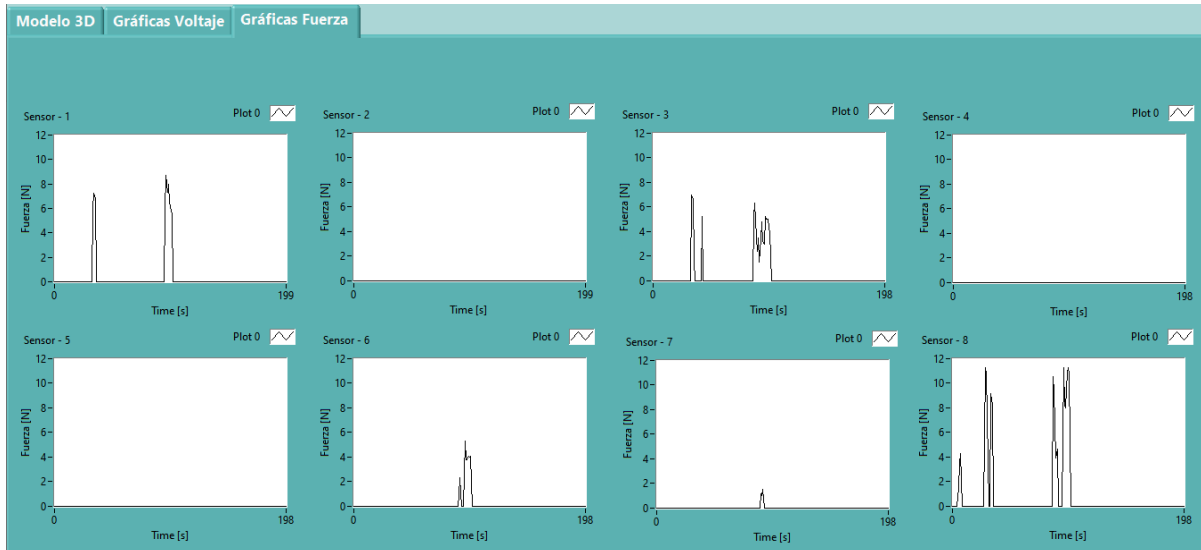


Figura 18.- Interfaz de usuario – Gráficas de fuerza

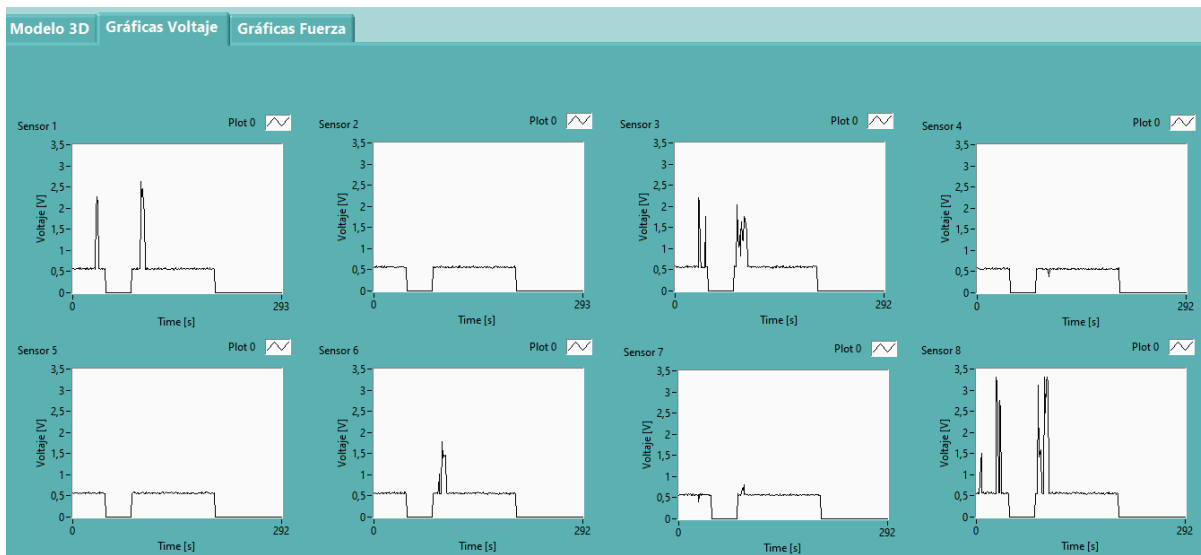


Figura 19.- Interfaz de usuario – Gráficas de fuerza

Conclusiones

Se diseñó e implementó un sistema de monitoreo continuo y en tiempo real de fuerzas en una prótesis de un perro. Se utilizó un amplificador de transimpedancia como circuito de acondicionamiento, ya que brindaba una respuesta lineal a la salida del acondicionamiento, al relacionar el voltaje de salida con la fuerza sobre los sensores. Se estableció una comunicación TCP/IP entre el microcontrolador y la PC, de forma que el sistema de monitoreo sea portable, funcionando con una batería Lipo de dos celdas.

Con este sistema de monitoreo se abre la posibilidad de analizar las fuerzas sobre el muñón del animal, y de esta forma, mejorar los parámetros del diseño mecánico de la prótesis. Con esto se reducirán los problemas que experimentan normalmente los usuarios de prótesis, tales como irritación y lesiones cutáneas. El monitoreo en tiempo real ayudará a que se analicen las fuerzas mientras se realiza un estímulo mecánico específico. Además, las gráficas de fuerza vs tiempo de los sensores permiten analizar los datos en periodos de tiempo más largos.

Para trabajos futuros se recomienda tener en cuenta la precisión y repetibilidad de los sensores, ya que los sensores tienen una histéresis de aproximadamente 10%. Para reducir estos errores se pueden aplicar varios métodos de calibración, que nos ayudaran a obtener mediciones con mayor exactitud. Además, tomar en cuenta otras variables biomecánicas que afectan a las mediciones de los sensores, como la temperatura, la curvatura de la superficie sobre la que se encuentra localizado el sensor, así como también el material entre el sensor y el tejido. Finalmente, se recomienda optimizar el espacio en la placa PCB, para que sea de menor tamaño, mejorando su portabilidad.

Referencias bibliográficas

- [1] M. Marino et al., “Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges,” in Proc. IEEE Annu. Conf. GHTC, 2015, pp. 45–51.
- [2] J. Belinha, J. Campos, E. Fonseca, M. Figueral, M. Marques, M. Gentil, and S. Olivera, “Advances and current trends in biomechanics (1st ed.),” 2021.
- [3] C. Adamson, M. Kaufmann, D. Levine, D. L. Millis, and D. J. Marcellin-Little, “Assistive devices, orthotics, and prosthetics,” *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, vol. 35, no. 6, pp. 1441–1451, 2005, rehabilitation and Physical Therapy. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0195561605001129>
- [4] N. Fitzpatrick, T. J. Smith, C. J. Pendegrass, R. Yeadon, M. Ring, A. E. Goodship, and G. W. Blunn, “Intraosseous transcutaneous amputation prosthesis (itap) for limb salvage in 4 dogs,” *Veterinary Surgery*, vol. 40, no. 8, pp. 909–925, 2011. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-950X.2011.00891.x>
- [5] A. A. Polliack, R. C. Sieh, D. D. Craig, S. Landsberger, D. R. McNeil, and E. Ayyappa, “Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 24, no. 1, pp. 63–73, 2000, PMID: 10855440. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/03093640008726523>
- [6] J. Tabor, T. Agcayazi, A. Fleming, B. Thompson, A. Kapoor, M. Liu, M. Y. Lee, H. Huang, A. Bozkurt, and T. K. Ghosh, “Textile-based pressure sensors for monitoring prosthetic-socket interfaces,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 7, pp. 9413–9422, 2021
- [7] L. Paternò, M. Ibrahimi, E. Gruppioni, A. Menciassi, and L. Ricotti, “Sockets for limb prostheses: A review of existing technologies and open challenges,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. PP, pp. 1–1, 01 2018.
- [8] Interlink Electronics, 2015. <https://www.interlinkelectronics.com/>
- [9] E.I.G. Velásquez, V. Gómez, L. Paredes-Madrid, and H. A. Colorado, “Error compensation in force sensing resistors,” *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 26, p. 100300, 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214180419300522>
- [10] D. Giovanelli and E. Farella, “Force sensing resistor and evaluation of technology for wearable body pressure sensing,” *Journal of Sensors*, vol. 2016, pp. 1–13, 02 2016.
- [11] Texas Instruments, 2001. “Single supply Op Amp Design Techniques”. <https://www.ti.com/>

- [12] Measurement Computing, 2010. “Multiplexing and Sampling Theory”. <https://www.mccdaq.com/>
- [13] Texas Instruments, 2003. “CD74HC4067 Datasheet”. <https://www.ti.com/>
- [14] AI-Thinker, 2019. “Nodemcu-32s Datasheet”. <http://www.ai-thinker.com/>
- [15] M. Xue and C. Zhu, “The socket programming and software design for communication based on client/server,” in 2009 Pacific-Asia Conference on Circuits, Communications and Systems, 2009, pp. 775–777.

Anexo A:

En este anexo se muestran fotografías del prototipo del sistema de monitoreo, y de la interfaz de usuario con las pantallas de visualización de datos.



Figura 20.- Anexo: Placa terminada con sensores en muñón



Figura 21.- Anexo: Sensores en muñón



Figura 22.- Anexo: Placa colocada en prótesis

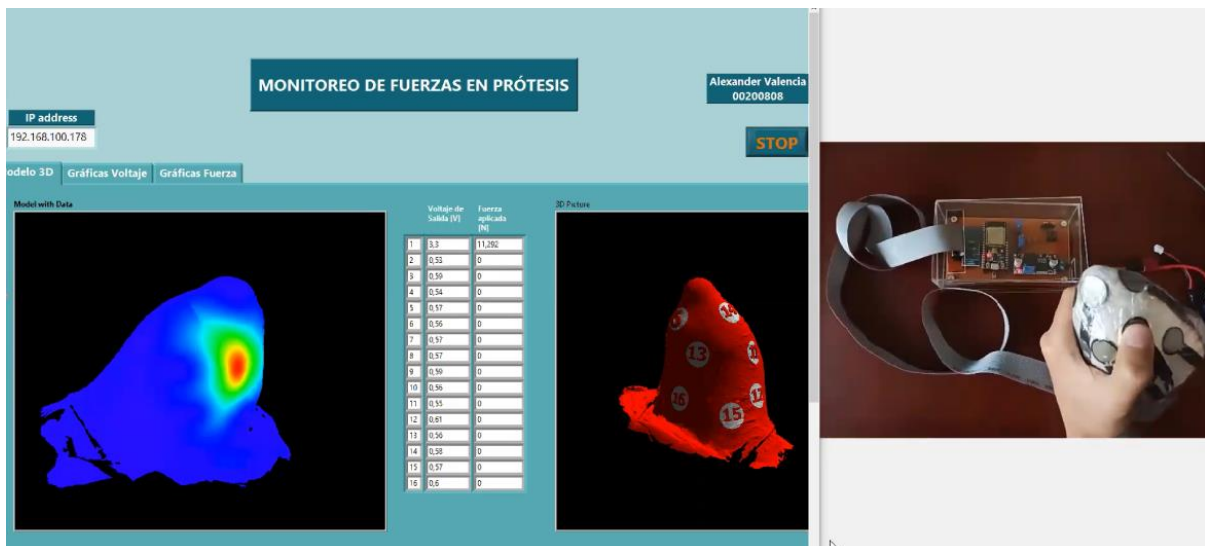


Figura 23.- Anexo: Interfaz de usuario en funcionamiento

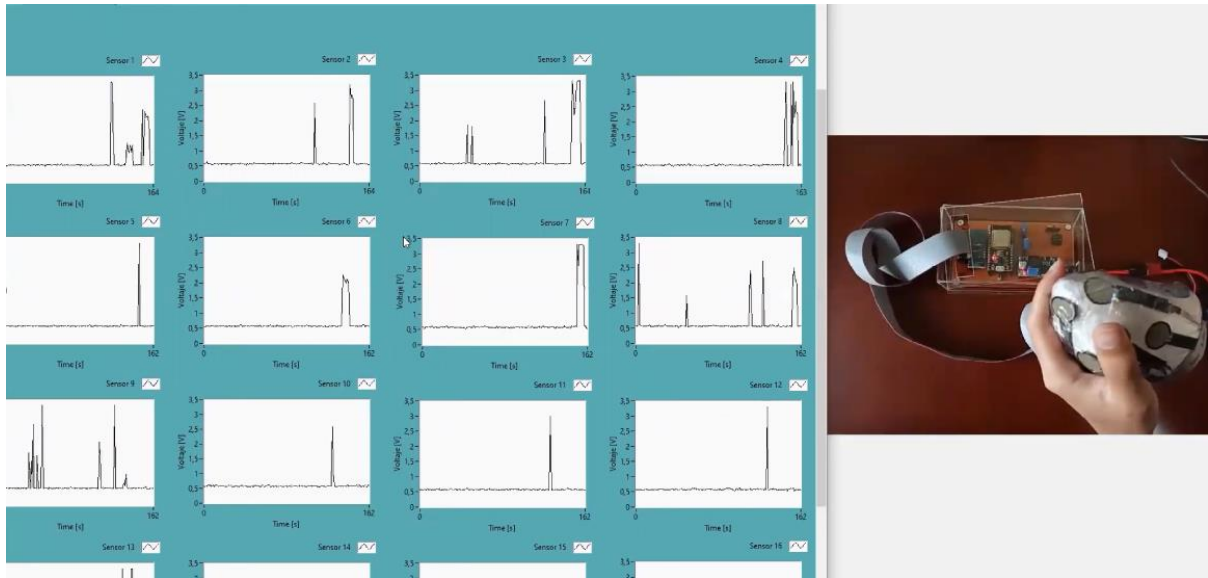


Figura 24.- Anexo: Gráficas de voltaje

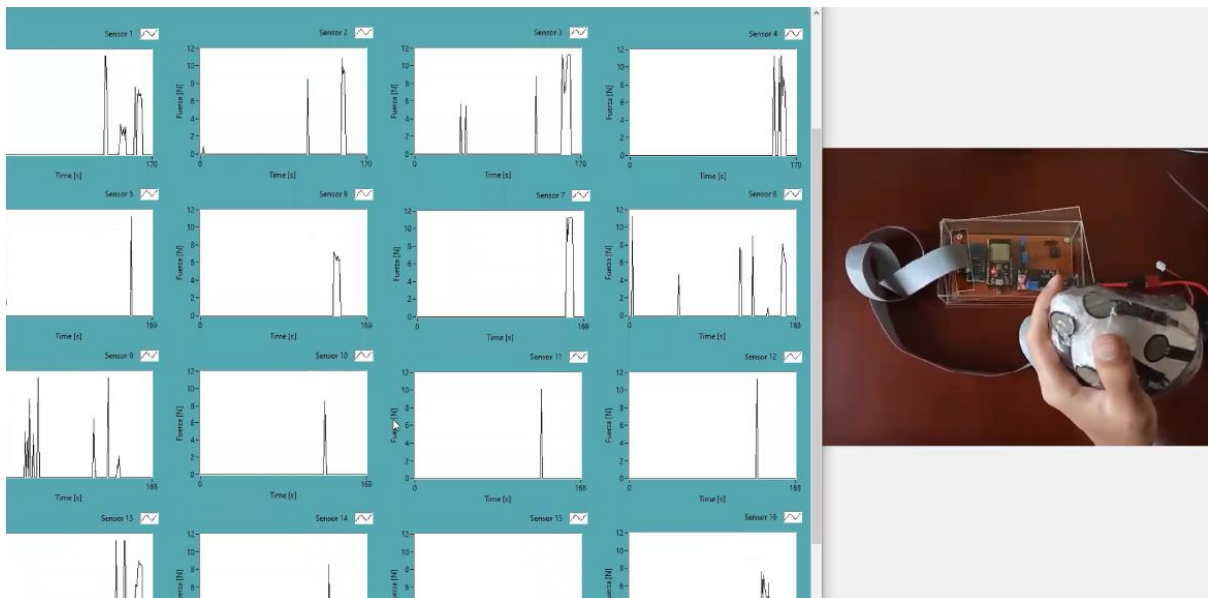


Figura 25.- Anexo: Gráficas fuerza