

Algómetro Digital Basado en Regresión Lineal Con Descenso de Gradiente.

J. E. Pedroza Lechuga¹, Dr. O. Gutiérrez Navarro^{1*}, Dr. C. A. Chávez-Olivares², Mtra. Gabriela Vilar Pineda³.

¹ Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Ags., México.

² Departamento de Ingeniería Robótica, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Ags., México

³ Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial, Escuela Nacional de Estudios Superiores - Unidad León, Gto., México

* omar.gutierrezn@edu.uaa.mx

Resumen—El dolor es un síntoma que está relacionado con múltiples problemas en la salud, debido a ello se planteó la realización de un aparato digital capaz de medir el dolor ejerciendo presión en los puntos de interés, siendo este de un bajo costo y accesible. Se desarrolló un prototipo electrónico, con base en un sensor de fuerza. Se tomaron varios pesos de prueba para entrenar un algoritmo de aprendizaje supervisado. Una vez aprendidos los parámetros del modelo, se ha podido utilizar un modelo lineal para estimar la fuerza ejercida sobre el sensor. Las pruebas realizadas muestran que se tiene un error cuadrático medio de 3.0337×10^{-16} . Este prototipo busca ser una opción de bajo costo para apoyar el diagnóstico de patologías médico-odontológicas.

Palabras clave— Algómetro, Dolor, Hipótesis, Regresión lineal.

I. INTRODUCCIÓN

El dolor es una sensación molesta que genera nuestro sistema nervioso con el fin de señalar que hay algún daño en el organismo. El tener una medida sobre esta sensación nos ayudaría para el desarrollo de técnicas y métodos para poder tratar enfermedades o lesiones que presenten este síntoma. En la clínica, para medir la fuerza aplicada en una región y caracteriza el umbral del dolor [1] se utilizan dispositivos conocidos como algómetros. Esta técnica a demostrado ser muy útil en casos de artritis, la sensibilidad del dolor visceral, incluyendo dolores musculares regional, fibromialgia, dolor miofascial [2-4].

Existen diferentes algómetros disponibles de manera comercial, pero generalmente son de arquitectura cerrada o basadas en celdas de carga [5] lo cual incrementa su costo considerablemente. Uno de nuestros objetivos es el generar una opción de bajo costo, pero preciso, que pueda ser utilizado incluso en clínicas con escasos recursos.

II. METODOLOGÍA

Uno de los objetivos del proyecto es el desarrollar un sistema electrónico con el cual se pueda obtener la fuerza aplicada hacia algún objeto. Este trabajo lo podemos dividir en tres diferentes etapas: etapa de electrónica, etapa de aprendizaje y la interfaz con el usuario.

Para el desarrollo de este proyecto utilizamos el sensor piezoresistivo Flexiforce A201 [6]. Este sensor tiene un

comportamiento relativamente lineal entre la fuerza aplicada y la conductancia del sensor actuando como una resistencia variable [7]. Para traducir la conductancia en kilogramos fuerza, es necesario modelar el comportamiento del sensor.

En la TABLA 1 se muestra el material utilizado para el desarrollo del proyecto. Para la etapa de electrónica se utilizó un amplificador operacional, siendo este un dispositivo electrónico de alta ganancia acoplado en una corriente continua con entrada diferencial. Se utilizó la configuración de amplificador inversor, la cual se muestra en la Fig. 1.

De acuerdo con el circuito en la Fig. 1, nuestra entrada correspondería a la magnitud de la conductancia del sensor (RS) al aplicarle una fuerza, y la salida al voltaje de la señal de alimentación reducida (Voltaje en SALIDA).

El circuito tiene mide la conductancia de RS, la cual se obtiene de acuerdo con (1).

$$G = V0/ViRF \quad (1)$$

donde G representa la conductancia de RS en micro-siemens (μ S); V0 el voltaje en SALIDA; Vi el voltaje en ALIMENTACION en volts (V) y RF es la resistencia de retroalimentación en kilohms (k Ω).

El circuito muestrea la magnitud de SALIDA con ayuda de un convertidor análogo-digital (ADC), el cual se toma del microcontrolador Atmega 2560. Este microcontrolador se debe programar para aplicar la conversión con (1), la cual se debe tener en unidades de micro Siemens (μ S), y obtener el valor de nuestra entrada.

La salida deseada es la fuerza (kilogramos fuerza, kgf) aplicada en el sensor. Para ello se debe caracterizar el comportamiento del sensor, con respecto a la entrada y salida que deseamos obtener. Con este fin, se aplicó un algoritmo de aprendizaje supervisado basado en regresión logística con descenso de gradiente [8].

TABLA 1. LISTADO DE MATERIAL PARA ELABORACIÓN DEL PROTOTIPO DEL ALGÓMETRO.

MATERIAL

Microcontrolador atmega 2560.
Sensor FLEXIFORCE A201 25 libras.
Integrado TL082.
Resistencia de 10 k Ω .
Capacitor de 2.2 n.
Pantalla LCD 16X2.
Fuente de alimentación

La representación del modelo según lo obtenido se muestra en la fig. 4. En ella podemos apreciar el comportamiento del sensor en nuestro sistema. De acuerdo con [6] la fuerza máxima que debe soportar el sensor es de 25 libras, lo cual equivale a 11.3398 kgf. Una vez obtenidos los parámetros del modelo, estimamos la fuerza utilizando (4).

Una vez obtenida la estimación de fuerza, por ahora se le muestra al usuario el valor de la conductancia (Entrada del sistema) y la salida de interés (Fuerza) por medio de una pantalla LCD conectada al microcontrolador, tal como se puede apreciar en la fig. 5.

III. RESULTADOS

A continuación, se presentan algunos de los resultados obtenidos. El prototipo se muestra en la fig. 5.a y fig. 5.b., el cual muestra la fuerza (en kgf) y la conductancia (en 10^{-6} S) en una pantalla LCD. Para comprobar la funcionalidad del dispositivo se tomaron 105 muestras adicionales con pesas de 0.500 kg, 1 kg y 2 kg. Debe mencionarse que se utilizó una balanza de precisión para estimar los pesos reales de las pesas, cuyos valores son de 0.475 kg, 0.975 kg y 1.950 kg.

Se tomaron 35 mediciones de cada pesa. Los datos obtenidos pueden apreciarse en el diagrama de cajas de la fig. 6. Se calculo el error cuadrático medio para cada una de las tres pesas utilizadas

$$Error = \sqrt{(1/n) \sum_{i=1}^n (Po - Pr)^2} \quad (6)$$

donde Po es la fuerza mostrada en pantalla en kilogramos fuerza [kgf] y Pr es la fuerza real aplicada en kilogramos fuerza [kgf]. Los errores obtenidos se muestran en la TABLA 2. El error cuadrático total, considerando las mediciones de todas las pesas, fue de 3.0337×10^{-16} kgf.

IV. DISCUSIÓN

Se desarrollo un prototipo capaz de calcular la fuerza aplicada sobre un punto de presión. De acuerdo con los resultados obtenidos, ver fig. 6, se obtuvieron resultados con poca variación respecto al valor real. Sin embargo, se observa un incremento en la varianza conforme se aumenta el peso. Se calculo una media de 0.4885 kgf desviación estándar de 0.0005 para el conjunto de 0.475 kg. En el caso de las mediciones de la pesa de 0.975 kg se calculó una media de

TABLA 2. RESULTADOS DEL ERROR CUADRADO MEDIO POR PESO.

PESO (KG)	ERROR CUADRÁTICO MEDIO
0.475	0.0796
0.975	0.0490
1.950	0.1286

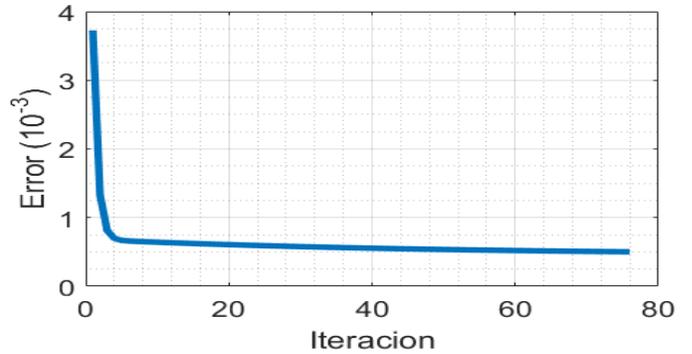


Fig. 2. Gráfica del error entre cada iteración.

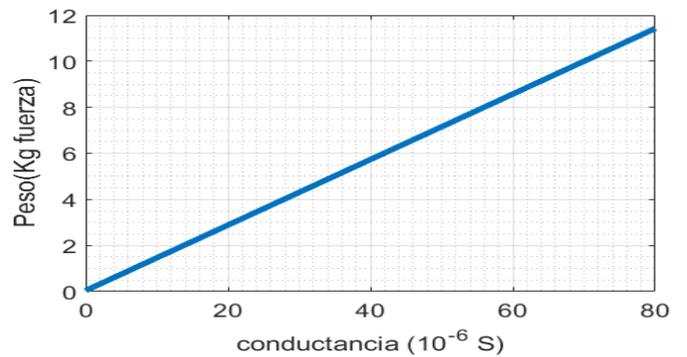


Fig. 4. Comportamiento del sensor respecto a la fuerza aplicada y la conductancia del sensor.



a)



b)

Fig. 5. Sistema en funcionamiento aplicando a) pesa de 0.6 kg (peso real de 0.590 kg) b) pesa de 0.150 kg (peso real de 0.145 kg).

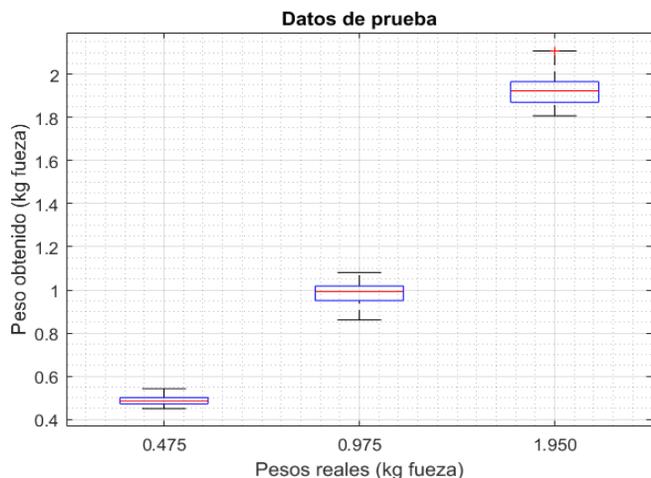


Fig. 6. Diagrama de caja de la prueba realizadas. Para el conjunto de 0.475 kgf se obtuvo una media de 0.4885 kgf y desviación estándar de 0.0005. En el caso de la pesa de 0.975 kg se obtuvo una media de 0.9833 kgf y desviación estándar 0.0027. Finalmente, para las mediciones con el peso de 1.950 kgf se obtuvo una media de 1.9283 kgf y una desviación estándar de 0.0058.

0.9833 kgf y desviación 0.0027. Para las mediciones con la pesa de 1.950 kg se obtuvieron una media de 1.9283 kgf y desviación de 0.0058. Debe mencionarse que una fuente de error es la superficie del sensor. Debido a que las pesas utilizadas en los experimentos son de gran tamaño y la base del sensor no sobrepasa 1 cm de diámetro (0.952 cm) [6], es necesario tener mucho cuidado al momento de aplicar las mediciones para que todo el peso recaiga sobre el sensor únicamente.

V. CONCLUSIÓN

Se planteo un prototipo de algómetro digital basado en un sensor piezoeléctrico. Para poder hacer mediciones de presión en kilogramos fuerza, se propuso un modelo lineal en función de la conductancia registrada por el sensor. Para estimar los parámetros del modelo lineal, se utilizó descenso de gradiente con base en 150 mediciones de cinco mediciones diferentes. El resultado fue contrastado con un nuevo conjunto de datos para verificar la precisión del modelo.

De acuerdo con los resultados podemos observar que el funcionamiento del dispositivo presenta una precisión aceptable, aunque el error aumenta cuando se trabaja con pesos más grandes. Debido a las técnicas utilizadas, el diseño de las pesas y el tamaño del sensor, se genera un error ya que en algunas pruebas el sensor no recibe todo el peso de las muestras. Es necesario desarrollar algún mecanismo para recibir toda la fuerza sobre la superficie del sensor con el objetivo de obtener resultados más concretos.

Por el momento se cuenta con un prototipo capaz de medir la fuerza. De acuerdo a las especificaciones del sensor, es capaz de medir hasta 11.3398 kgf. Aunque es posible utilizar otros sensores piezoresistivos de mayor capacidad cuyo valor se puede modificar dependiendo la aplicación deseada.

Actualmente estamos trabajando en el desarrollo de un dispositivo para contener el sensor y redirigir la fuerza de manera precisa al área de sensado. Una de nuestras metas es conseguir un desarrollo de bajo costo y fácil de utilizar. Es por ello por lo que estamos trabajando en la impresión 3D de diferentes prototipos.

Un componente extra en el que se está trabajando es la retroalimentación de información al usuario, especialmente en la clínica. Estamos explorando mecanismos audiovisuales para indicar cuando se aplica una fuerza deseada o bien excesiva, con lo cual será una herramienta es útil para la estimación del umbral del dolor. En el caso de aplicaciones odontológicas, estos estudios ayudan al diagnóstico de diferentes patologías, como dolores miofasciales y fibromialgias.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Pelfort X., Torres-Claramunt R., Sánchez- Soler J.F., Hinarejos P., Leal-Blanquet J., Valverde D., Monllau J.C.. Pressure algometry is a useful tool to quantify pain in the medial part of the knee: An intra- and inter- reliability study in healthy subjects. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, Volume 101, Issue 5, September 2015, p. 367. <<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.03.016> >
- [2] Fischer A. A., Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, ISSN: 0304-3959, Vol: 30, Issue: 1, 1987, pp. 115- 26, <[https://doi.org/10.1016/0304-3959\(87\)90089-3](https://doi.org/10.1016/0304-3959(87)90089-3)>
- [3] Linde L. D., Kumbhare D. A., Joshi MSrbely., J.Z.. The Relationship Between Rate of Algometer Application and Pain Pressure Threshold in the Assessment of Myofascial Trigger Point Sensitivity.. *Pain Practice*, 18,2, (2018), pp. 224-229. DOI: 10.1111/papr.12597.
- [4] Farella M1, Michelotti A, Steenks MH, Romeo R, Cimino R, Bosman F.. The diagnostic value of pressure algometry in myofascial pain of the jaw muscles. *Journal of oral rehabilitation*, 27.1, 2000, pp. 9-14.
- [5] Zimkowski, Michael M., et al. "Design and evaluation of a computer-controlled pressure algometer." *Journal of Medical Devices* 5.3 (2011): 031002.
- [6] Flexiforce® "A201 Standard Force & Load Sensors" Datasheet, Teskan Inc.
- [7] Flexiforce® Sensors User's Manual, Teskan Inc, 2015.
- [8] Bishop C. *Pattern Recognition and Machine Learning* (Information Science and Statistics). Springer, Cambridge, Massachusetts, London, England, 2006, ch. 1, pp. 1-12.
- [9] Alpaydin E. *Introduction to machine learning*. MIT press, Cambridge, Massachusetts, London, England, 2010, ch. 2, pp. 34-37, 219-220.
- [10] S. Shalev-Shwartz, S. Ben- David. *Understanding Machine Learning: From Theory to Algorithms*. Cambridge University Press, New York, USA. 2014, ch 14, pp. 184-185.