



Plantillografía dinámica en la prevención y tratamiento de úlceras por pie diabético

J. O. Aguirre Baeza¹, B. C. Soto Anchondo¹, G. L. García Pegueros¹, J. A. García Ramírez¹, S. Muñoz Bencomo¹, L. B. Enríquez Sánchez^{1,2*}, J. Camarillo Cisneros^{1*}

¹Laboratorio de Diseño, Análisis y Prototipo de Tecnología Biomédica, Universidad Autónoma de Chihuahua/ Facultad de Medicina y Ciencias Biomédicas, Ingeniería Biomédica, Chihuahua, Chihuahua, México

²Departamento de Cirugía, Hospital Central de Chihuahua, Chihuahua, Chihuahua, México

* javier.camarillo@uach.mx

* bernardo.enriquez@uach.mx

Resumen: El presente proyecto se centra en crear una plantilla con capacidad de medir la presión plantar a lo largo de las actividades diarias de personas diabéticas. El pie diabético tiene origen neuropático, un monitoreo continuo y preciso de la presión plantar ayudará tanto en la prevención como en la recuperación de dicha afección. El diagnóstico tardío puede llevar a la producción de lesiones y úlceras con difícil tratamiento e incluso la amputación de extremidades inferiores. En el prototipo se conjuntan conocimientos de electrónica, ciencia de materiales, medicina y anatomía, con el fin de generar un nuevo tratamiento. Como resultado se obtendrá una plantilla, la cual se introducirá en una bota para diabéticos con un total 74 sensores compuestos por una capa delgada de cinta adhesiva de cobre seguida de una tela piezoresistiva capaz de modificar su resistencia a medida que se le aplica presión, por último, otra capa de cinta adhesiva de cobre que manda las señales análogas al software que muestra el cambio del voltaje con respecto al tiempo correspondiente a la presión. Esta información será visualizada a través de una plantillografía dinámica que permitirá identificar las zonas con mayor presión para su posterior corrección.

Palabras clave: pie diabético, presión plantar, úlceras.

I. INTRODUCCIÓN

En estudios previos realizados por Chodera y Odera utilizan un podobarógrafo (PBG) estático de placas transparentes y reflexión de luz para el análisis de la presión planta [1]. Díaz *et al.* realizaron estudios de la presión con un podómetro de vidrio y un sistema de captura de imágenes que ellos mismos construyeron [2]. Elvira *et al.* utilizaron una pasarela para el análisis de la presión durante la marcha [3]. Carreño y Cabrera utilizaron el mismo principio del estudio anterior, además de implementar capturas de imágenes digitales para el análisis [4]. A diferencia de los estudios previamente mencionados este proyecto se enfoca en la prevención y el tratamiento del pie diabético, específicamente en resolver el problema que surge cuando un paciente comienza con una complicación como lo son las úlceras. Uno de los tratamientos utilizados recientemente consta de zapatos para úlceras diabéticas, donde a partir de una plantilla modular, se logra distribuir uniformemente la presión en puntos críticos, así como eliminarla en las zonas ulceradas. Este tipo estudios

y otros convencionales están limitados a llevarse a cabo en laboratorios con equipos que limitan la movilidad del paciente con aditamentos unidos al cuerpo o se hacen en estado de reposo, y no resulta conveniente para monitorear a pacientes con neuropatía periférica, ya que debido a su pérdida de sensibilidad necesitan un monitoreo continuo que no interrumpa con sus actividades diarias, como lo es la marcha, y así obtener mediciones más fiables. Aplicando tecnologías provenientes de la electrónica y la biomecánica, se planea resolver este problema a partir del análisis de presión de la planta del pie en tiempo real, lo cual ha dado muy buenos resultados tal y como ya se ha demostrado en el trabajo de Chatwin *et al.* [5].

A. Diabetes Mellitus: clasificación y fisiopatología.

La diabetes mellitus (DM) es un trastorno caracterizado por una hiperglucemia crónica, se puede deber a falta de secreción de insulina, falla de acción o por ambas alteraciones. La DM se asocia a diversas complicaciones, tanto agudas (metabólicas o infecciosas) como crónicas (micro o macrovasculares). Estas complicaciones son una causa importante de incapacidad y muerte. Se describen cuatro tipos de DM según las causas que la originan: diabetes tipo 1 (DM1), diabetes tipo 2 (DM2), diabetes gestacional (DG) y otros tipos de diabetes (OD). La DM1 se desarrolla como consecuencia de la destrucción de las células beta en el páncreas, por lo que el individuo afectado debe recibir insulina artificial a lo largo de su vida. La DM2 pasa por distintas etapas, empieza con intolerancia a la glucosa o prediabetes. No se necesita aporte de insulina, pero puede llegar a necesitarla a lo largo de su evolución. En la DG, el 40% de los pacientes pueden requerir administración de insulina durante el trastorno. En el tipo OD pueden requerir insulina para el tratamiento [6].

B. Pie Diabético.

Se define como la infección, ulceración y destrucción de los tejidos profundos, asociadas con anormalidades neurológicas en cualquier zona del pie de un paciente diabético. La DM puede ocasionar la pérdida de sensibilidad al dolor y

vasculopatía periférica de diversa gravedad en las extremidades inferiores [7]. De acuerdo a Sell-Lliveras [8] los factores de riesgo para el desarrollo del síndrome del pie diabético incluyen los relacionados con la aparición de úlceras y la amputación del pie. Los factores de riesgo se dividen en no modificables (edad, sexo, antecedentes de úlceras/amputaciones y la limitación de los movimientos) y modificables (descontrol metabólico, alcoholismo, calzado inadecuado y el aumento de presión plantar).

Existe una clasificación de las causas que propician a la aparición del pie diabético y se muestra en la Tabla 1:

TABLA 1: CLASIFICACIÓN CAUSAL DEL PIE DIABÉTICO.
1. Pie Neuropático. -Con/sin osteoartropatía -Con/sin infección
2. Pie Isquémico.
3. Pie Neuroisquémico
4. Otras lesiones.

Por otra parte, Wagner ofrece una clasificación para úlceras y lesiones pre-ulcerativas y se concentran en la Tabla 2:

TABLA 2: CLASIFICACIÓN PARA ÚLCERAS Y LESIONES PREULCERATIVAS
Grado 0: No úlcera, pie en riesgo.
Grado I: Úlcera superficial, no infección clínica.
Grado IIA: Úlcera profunda.
Grado IIB: Úlcera profunda más infección, celulitis
Grado IIIA: Absceso profundo más celulitis.
Grado IIIB: Osteomielitis más celulitis.
Grado IV: Gangrena localizada.
Grado V: Gangrena extensa.

Es en los Grados 0 a III que se busca causar un impacto en el factor modificable del aumento de presión plantar y el uso de un calzado.

C. Presión: conceptos y ecuaciones.

Definimos la presión como la cantidad de fuerza ejercida por unidad de área [9].

$$P = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Donde F corresponde a Fuerza (Newton), A es igual a Área (m²) y P corresponde a presión (Pascal). En algunos casos, F no es conocida con exactitud, sin embargo, es posible calcularla conociendo la masa del objeto mediante la relación en (2).

$$W = F = m_o g \quad (2)$$

Aquí m_o es la masa del objeto y g es la gravedad. Una vez conociendo el dato del peso/fuerza es posible conocer la cantidad de presión que se aplica en un área determinada.

De las fórmulas anteriores podemos deducir una expresión que se muestra en (3):

$$P = \frac{m_o g}{A} \quad (3)$$

II. METODOLOGÍA

A. Materiales.

Los componentes empleados para la creación del prototipo de la plantilla plantar se muestran en la Tabla 3:

TABLA 3: LISTA DE MATERIALES	
Arduino Mega 2560	PlastiDip
Tela Piezorresistiva Eeontex	Cable plano
Hilo conductor	Thermofit
Multiplexor 74HC4067	Conectores IDC 16 cables
Cinta Adhesiva de Cobre	Resistencias de 220Ω y ½ watt

B. Métodos.

1. Plantilla.

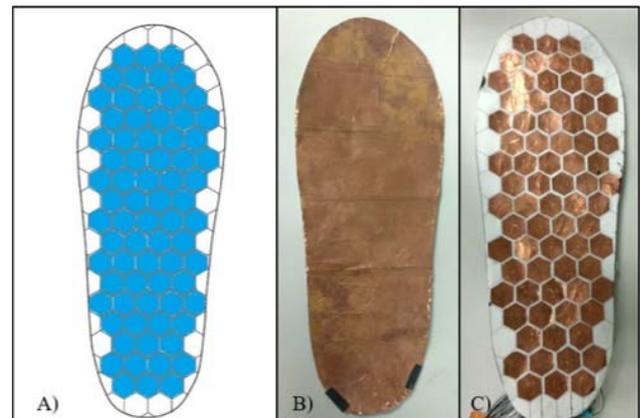


Imagen 1. A) Acomodo de los hexágonos. B) Parte de la plantilla que será alimentada con 5V. C) Total de sensores (74) que se pueden poner en la plantilla. La plantilla es funcional cuando la tela Eeontex está entre B y C, creando una diferencia de voltaje con respecto a la presión que se le aplique.

A partir de la cinta adhesiva de cobre y la tela piezorresistiva se realizó un prototipo para una plantilla de talla 29MX. La plantilla fue cubierta con un total de 74 sensores hexagonales generados a partir de un software CAD distribuidos de manera que ocupen la mayor área posible. Como se puede observar en la Imagen 1-A, el área coloreada azul es el total de sensores con los que se cuentan y el área color blanco es donde no fue posible acomodar de una manera adecuada un sensor. Los hexágonos cuentan con un radio de 0.875cm y un área de 1.98cm². Ya que el microcontrolador no cubre las necesidades de capturas individuales, fueron agregados multiplexores 16:1, un dispositivo que permite dirigir la información digital procedente de diversas fuentes a una única línea para ser transmitida a través de dicha línea a un

destino común [10], reduciendo así el número de entradas analógicas de 74 a 5.

2. Arduino.

La programación fue realizada empleando el software libre de Arduino, donde se utilizó el modelo Mega 2560, que cuenta con un microcontrolador ATmega2560 y un total de 54 pines digitales de E/S y 16 pines analógicos. Se obtiene el voltaje que se genera cuando el sensor es presionado variando la cantidad de fuerza aplicada. La información se transmite por el puerto serial UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) y se guardan en una nota de texto en la computadora que se esté trabajando.

3. Conexiones.

La plantilla es alimentada desde la salida 5V del Arduino, por lo que el rango de voltaje que se puede medir en los sensores va de 0 a 5V, siendo cero cuando la tela presenta su mayor resistencia y cinco cuando se logra la menor. La resistencia varía según la presión que se aplique en la tela. En la Imagen 2, es posible apreciar las conexiones entre los sensores, los multiplexores y el Arduino.

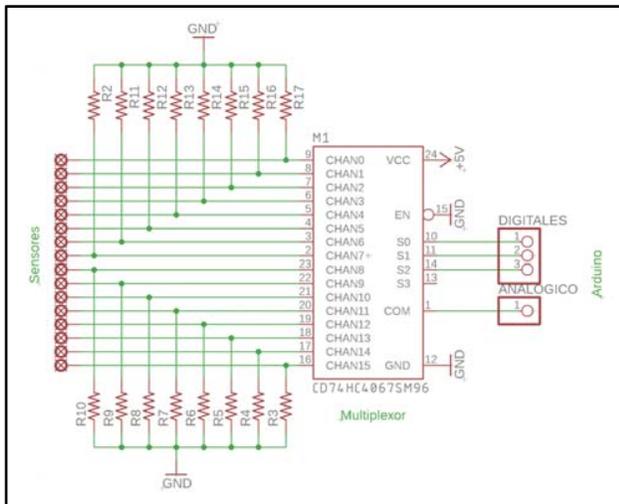


Imagen 2. Diagrama de conexiones. Se observa la representación de un único multiplexor (16 sensores), de izquierda a derecha; los sensores conectados cada uno a una resistencia 'pull-down' y a un canal del multiplexor; las tres salidas digitales y la salida analógica por la que se transmite la información hacia el Arduino.

III. RESULTADOS

A. Lecturas analógicas.

En la Imagen 3 es posible apreciar el incremento de voltaje que se crea entre la tela piezoresistivas y la capa de cobre, al ponerse de pie como muestra la Imagen 4.

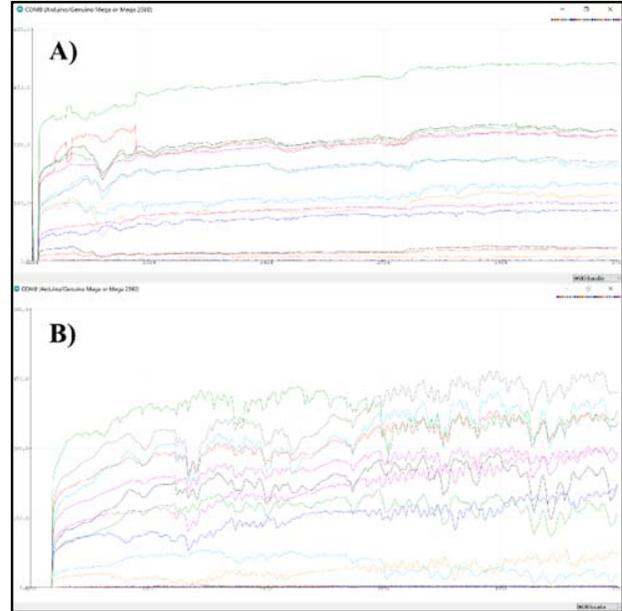


Imagen 3. A) Grafica de 16 sensores. Es posible observar un comportamiento constante cuando se le aplica una presión continua. B) Variaciones de las mediciones en el momento en que se presenta movimiento tambaleante.



Imagen 4. Demostración del uso adecuado de la plantilla.

B. Caracterización de sensores.

Fue empleada una prensa mecánica, se aplicó una presión conocida (obtenida de la Ecuación 3) en un sensor con área de 1.98cm², para conocer el alcance y determinar el voltaje que pasa a través de la tela. Por medio de la herramienta Serial Monitor del programa Arduino, se obtuvieron los valores de voltaje (V). A partir de los valores de la Tabla 4, en la Imagen 5 se puede analizar el comportamiento de los sensores, al aumentar la presión el voltaje tiende asintóticamente a 5 Volts.

Masa (kg)	Fuerza (N)	Área (m2)	Presión (KPa)	V1	V2	V3	V Final
1	23.05	19.8*10 ⁻⁵	116.37	0.2	0.2	0.2	0.2
10	111.34	19.8*10 ⁻⁵	562	3.6	3.7	3.7	3.7
25	271.73	19.8*10 ⁻⁵	1,371.7	4.3	4.3	4.3	4.3
50	527.28	19.8*10 ⁻⁵	2,661.72	4.7	4.7	4.7	4.7

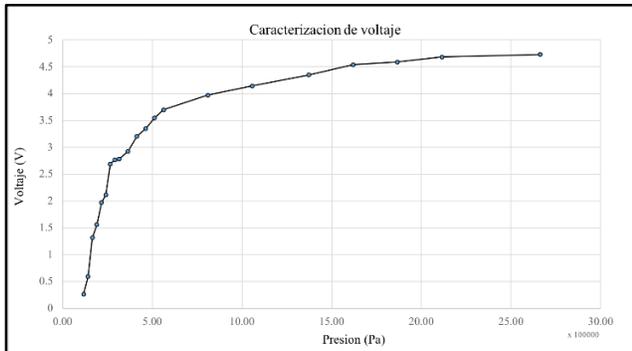


Imagen 5. Gráficas obtenidas a partir de variar el peso aplicado a un sensor. El área que recibe la presión es el 100%.

IV. DISCUSIÓN

El proyecto se encuentra en desarrollo para llegar a la fase clínica. Se comenzó a trabajar en equipo con especialistas en el área médica para poder aplicar de manera correcta los conocimientos de ingeniería. Se planea que la plantilla cuente con comunicación inalámbrica con un teléfono inteligente y sea capaz de enviar datos. Es necesario el uso de una interfaz para que los datos sean entendibles para el médico y el paciente, por lo que se diseñará una interfaz. Cabe destacar que los sensores fueron elaborados por los miembros del equipo. Se realizó una búsqueda de sensores prefabricados, sin embargo, no cumplían con las características que se precisaban.

En el proceso de manufactura de la plantilla se presentaron ciertas limitaciones con el material, debido a que se desconocía la forma en que se podía trabajar correctamente. La tela, la cinta de cobre y el hilo conductor no se encuentran disponibles en México, por lo que fue necesario adquirirlos en Estados Unidos. Sin embargo, después de una serie de pruebas fue posible manipular de una mejor manera el material, hasta el punto en el que se lograron crear sensores funcionales y modificables, siendo posible cumplir con la adquisición de las señales y gráficas de presión-tiempo similares a las obtenidas en el trabajo Chatwin *et al.* [5].

V. CONCLUSIÓN

Conforme avanzamos en las pruebas de los materiales, fuimos capaces de obtener los resultados esperados: una plantilla que contenga la cantidad ideal de sensores, distribuidos de tal manera que se aprovechara el área máxima, una gráfica donde es posible ver el comportamiento de la tela piezoresistiva y utilizar una cantidad mínima de entradas del microcontrolador. Una plantilla con la que se pueda medir de forma precisa la presión en puntos específicos del pie será entonces capaz de proveer una retroalimentación oportuna. Los datos capturados en el día cotidiano de los pacientes diabéticos se emplearán para corregir excesos de presión. El

desarrollo autónomo de los sensores reducirá los costos de producción a niveles no vistos en otras investigaciones además de que un monitoreo constante de la presión plantar proporcionará una atención al paciente que hasta ahora no es ofrecida.

RECONOCIMIENTOS

El equipo agradece a la Ing. Yahaira Muñoz por impulsar la idea original del proyecto; al Ing. Carlos Cañedo por su asesoría en adquisición de señales; al Ing. Ivan Gutiérrez por su aporte en conocimientos sobre la biomecánica del pie; por último, al Ing. Arnoldo Valles por su contribución en la comprensión y diseño de circuitos electrónicos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. .. Kenedi, J. P. .. Paul y J. Hughes, «Pedobarographic foot'pressure measurements and their applications,» de Disability, Londres, Palgrave Macmillan UK, 2016, p. 524.
- [2] C. A. Díaz, A. Torres, J. I. Ramírez, L. F. García y N. Álvarez, «Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes: fase 1,» Escuela de Ingeniería de Antioquia, 2006.
- [3] J. Elvira, F. Vera-García, M. Meana y J. García, «Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. Relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares,» European Journal of Human Movement, p. 21, 2008.
- [4] C. Abad, J. Carlos, C. Sáenz y P. Teodoro, «Diseño e implementación de un sistema de análisis de las presiones plantares en estática basado en procesamiento de imágenes,» Universidad politécnica salesiana, p. 138, 2014.
- [5] K. E. Chatwin, C. A. Abbott, P. N. Reddy, F. L. Bowling, A. J. M. Boulton y N. D. Reeves, «A Foreign Body Through the Shoe of a Person With Diabetic Peripheral Neuropathy Alters Contralateral Biomechanics: Captured Through Innovative Plantar Pressure Technology,» The International Journal of Lower Extremity Wounds, pp. 125-129, 2018.
- [6] G. López, «Diabetes Mellitus: clasificación , fisiopatología y diagnóstico,» MedWave, vol. 9, nº 12, 2009.
- [7] S. López-Antuñano y F. López-Antuñano, «Diabetes mellitus y lesiones del pie,» Salud Pública de México, vol. 40, nº 3, pp. 281-291, 1998.
- [8] J. Sell-Lliveras y I. Domínguez, «Guía práctica para el diagnóstico y el tratamiento del síndrome del pie diabético,» Revista Cubana de Endocrinología, vol. 12, nº 3, 2001.
- [9] Khan Academy, «La densidad y la presión,» [En línea]. Available: <https://es.khanacademy.org/science/physics/fluids/density-and-pressure/a/pressure-article>. [Último acceso: 30 Junio 2018].
- [10] T. L. Floyd, Fundamentos de Sistemas Digitales, vol. 7a edición, Madrid: Pearson Educacion, S.A., 2000, p. 370.
- [11] Khan Academy, «¿Qué es la Presión?,» de <https://es.khanacademy.org/science/physics/fluids/density-and-pressure/a/pressure-article>, 2018.