

Dispositivo Para La Estratificación De Las Propiedades Visco-Electro-Elásticas De La Piel

D. A. Lopez Jimenez^{1*}, E. de J.M. Flores Rodríguez², Dra. R. Hernandez Montelongo³

¹Estudiante de Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Universidad de Guadalajara, Guadalajara, México.

²Estudiante de Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Universidad de Guadalajara, Guadalajara, México.

³Departamento de Electrónica, Universidad de Guadalajara, Guadalajara, México.

josemaria.flores.r@gmail.com

Abstract — Objective: Measure the mechanical properties, galvanic response, and elasticity of the skin through the use of different techniques grouped in a multifunctional and wireless device. **Results:** The device built was able to collect, compute and send the data from the different sensors that make it up, to a database in Firebase for post-processing. Regarding the readings obtained, it can be observed that the height reached by the skin of the subjects has a considerably prolonged retraction time compared to the gradual decrease of the negative pressure in the indenter light, in addition, the electrical resistance does not seem to have a relationship with this phenomenon during this study, since this measurement is not very variable in each subject, but diverse among them. **Conclusions:** The data obtained show that the device is capable of measuring different height rates between subjects under the same environment, although all in different health conditions, so through this it is presumed that the properties of elasticity, electroconductivity and viscosity, among subjects with conditions of the integumentary tissue and thus create a pattern of their behavior, under the tests that appear in this work.

Palabras clave — Cutómetro, Elasticidad, Patologías, Piel, Propiedades.

I. INTRODUCCIÓN

La valoración cuantitativa y el comportamiento bajo distintas circunstancias de orden ambiental, patológicas o fisiológicas, de los estratos que componen la piel, ha adquirido un alto interés entre la comunidad dedicada al estudio de la Ingeniería de tejidos, interés que en la última década ha acuñado un amplio espectro de técnicas que se valen de distintas herramientas de análisis, y cuyo fin, es el de lograr obtener resultados lo suficientemente robustos como para, en un futuro no muy lejano definir un estándar de oro para la caracterización, tratamiento y mejor cuidado del órgano con mayor superficie del cuerpo humano.

La evidencia reciente sugiere que las propiedades mecánicas de la piel tales como el módulo elástico, la rigidez y el módulo de corte, se encuentran altamente ligadas a la homeostasis, y que estas pueden contener información relevante que contribuya al entendimiento en cómo se da el avance de algunos tipos de tumores [1]. Por otro lado, estas propiedades están constantemente sujetas a

cambios debido de una serie de factores como son: la edad, el estado de ánimo, la alimentación y la demografía de los individuos, entre otros, por lo que la búsqueda de un dispositivo lo suficientemente robusto, adaptable, económico y capaz de trabajar con distintos tipos de geometrías, vislumbra aún un largo camino por recorrer. Además, los avances tecnológicos en Ingeniería de tejidos demandan a su vez dispositivos capaces de medir las propiedades funcionales tanto de los tejidos desarrollados y testados *in vitro*, como de los tejidos *in vivo*, dichos dispositivos deberían de ser capaces de adaptarse de manera adecuada a las muestras mediante el uso de diversos adaptadores intercambiables que faciliten dicha tarea. Sin embargo, esta empresa no es fácil de llevar a cabo, pues como se ha mencionado, las técnicas utilizadas se han visto ampliamente diversificadas dependiendo del tipo de estudio que se desea realizar. Algunas de las técnicas disponibles hoy en día para llevar a cabo la medición de las propiedades mecánicas de la piel incluyen la indentación [2], succión [3], torsión [4], propagación de ondas [5] y extensometría [6] entre otras.

Por otro lado, la investigación realizada durante este trabajo ha revelado que no existe ningún dispositivo capaz de medir distintas cualidades del tejido de una sola vez, más aún, la mayoría de ellos se valen de una sola técnica para analizar las propiedades mecánicas, eléctricas o de apariencia del sistema tegumentario, y sus resultados pueden variar dependiendo del uso de cada dispositivo. Es entonces que, para el desarrollo de nuestro dispositivo, se ha sumado la técnica de Respuesta Galvánica de la Piel (GSR), también denominada Actividad Electrodermica (EDA) o Conductancia de la Piel (SC), que se define como la medida de las continuas variaciones en las características eléctricas de la piel, y cuya teoría tradicional se basa en la suposición de que la resistencia eléctrica de la piel puede variar de acuerdo al estado de las glándulas sudoríparas localizadas en la misma. Es así, que la cuantificación del módulo elástico y de la deformación (altura) por medio de la técnica de indentación, así como de la variabilidad de la respuesta galvánica de la piel, nos permitirán detectar si existe una relación entre estas medidas durante una prueba integral y descriptiva del tejido.

II. METODOLOGÍA

Para la construcción y desarrollo del dispositivo se han aprovechado las tendencias de impresión y diseño 3D; el modelado de distintas piezas como el indentador, los conectores y carcasas de protección se realizaron mediante el software de diseño Solid Works 2019 Premium®, para estos diseños se tomaron en consideración factores como, el tipo de filamento, la medida de las boquillas de impresión, el costo del filamento en relación a su calidad y su versatilidad dada la naturaleza de la aplicación, las dimensiones de las piezas y el mecanismo de la bomba de vacío y las fuerzas a las que este sería sometido a fin garantizar un desempeño adecuado; el material seleccionado fue el *ácido poliláctico* (PLA), cuyas características y propiedades permiten una resistencia apta y un bajo costo para su producción; la impresión de las estructuras del dispositivo (acoples, indentador, carcasas, soportes, tapas) se realizaron en una impresora 3D marca Creality modelo CR-10 V3. Se hace notar que los parámetros de impresión (como velocidad de retracción, distancia de retracción, etc.) son únicos en cada impresora y medio ambiente de la misma.

Dado que la piel es un sistema biológico, esta puede ser analizada de forma biomecánica por medio de la medición de las propiedades mecánicas de la piel, en específico, mediante el módulo de Young, el cual es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. De esta forma, la técnica utilizada en el dispositivo es denominada *IMA* (*indentation-based mechanical análisis*), mediante la cual se pueden medir diversos tipos de geometrías dependiendo de las muestras de tejido disponibles [7]; para dicho fin, se hizo uso de una *bomba de vacío* construida a base de materiales de bajo costo que son fácilmente reemplazables. La finalidad de esta es ejercer una presión negativa a través del haz del *indentador*, el cual, una vez colocado sobre la superficie anterior de la dermis, desplazará el tejido a través del mismo logrando una determinada altura, medida por un sensor óptico colocado en la parte superior del mismo; el sensor tiene una resolución de 1 mm. de desplazamiento y es leído directamente por la tarjeta de desarrollo a una frecuencia de muestreo de entre 7 y 8 Hz, esto permite conocer puntualmente el desplazamiento del tejido sin perder información, pero a su vez, sin recibir ni almacenar información que entorpezca o retrase la computación de los datos.

También, se hizo uso de un *sensor de respuesta galvánica* (GSR), cuyo principio recae en el estado de las glándulas sudoríparas; debido a que la sudoración del cuerpo humano se encuentra regulada por el Sistema Nervioso Autónomo (SNA), es posible cuantificar si la rama simpática (SNS) del sistema nervioso autónomo está muy excitada, de ser así, la actividad de la glándula sudorípara

también aumentará, lo que a su vez incrementa la conductancia en la piel y viceversa, es de esta forma que el cambio en la conductancia de la piel puede servir además como medida de las respuestas del Sistema Nervioso Simpático humano. La actividad eléctrica de la piel (EDA), es en realidad una característica del cuerpo humano que conduce a cambios continuos en las propiedades eléctricas de la piel. La monitorización de la EDA generalmente se combina con la monitorización de la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria y la presión arterial para comprender completamente algunos parámetros del sistema nervioso autónomo humano. Todos estos fenómenos se pueden ver afectados por diversas patologías en las que los cambios que sufre la piel son propios de las mismas, como es el caso de la diabetes, o el cáncer de piel, y que para este desarrollo, supone su cuantificación durante la indentación del tejido. Por su parte, el sensor cuenta con dos electrodos situados en la parte que tiene contacto con el tejido dérmico, de tal suerte que la medición puede ser llevada a cabo antes, durante y después de la indentación del mismo. Los datos son recolectados por medio de un ESP32-WROOM a través de los electrodos, procesados y subidos a una base de datos en internet. En la Figura 1 se muestra una fotografía del dispositivo.

El sensor de GSR fue calibrado utilizando 8 resistencias diferentes con valores desde los 60k ohms hasta los 3kk ohms, así, lecturas confiables de la GSR, son las que se encuentran dentro de estos límites, estas resistencias fueron verificadas con un multímetro Fluke 289. Para la conversión del voltaje leído a resistencia, se ajustó un polinomio de grado 8 por medio de Matlab. Este polinomio es procesado por el ESP32 para determinar en tiempo real, la resistencia entre los electrodos. La programación y automatización del dispositivo se realizó con la finalidad de que el usuario encuentre en el uso del dispositivo, un ambiente armónico y sencillo para llevar a cabo las mediciones y lecturas necesarias durante su estudio. Además, la construcción de este se ha llevado a cabo mediante sensores de tipo modular de montaje SMD, lo que permite además un fácil reemplazo de los mismos en caso de algún desperfecto futuro.



Fig. 1. Dispositivo completo

Sujetos de prueba

Las pruebas se realizaron en 4 personas, 2 mujeres y 2 hombres, todos ellos latinos, las mujeres de 55 y 46 años y los hombres de 22 y 35 años; expuestos a las mismas condiciones ambientales y durante el mismo periodo de tiempo (~45 seg) y número de muestras (350).

Almacenamiento y comunicación de los datos

Al finalizar el muestreo, el ESP32-WROOM sube la información recogida a la base de datos por medio de solicitudes *http* al servidor de Firebase. Al finalizar, nuevamente el ESP32-WROOM verifica los datos al solicitarle a la base de datos que se los envié. Si un valor no se encuentra en la base de datos o se envió corrupto, se vuelve a enviar, así, el envío de datos no tiene margen de error. Matlab, por otra parte, descarga la base de datos por medio de una solicitud *http*.

Modelos matemáticos

Los siguientes métodos matemáticos se implementaron por medio de los softwares de Matlab e IDE Arduino a razón de computar y modelar los datos obtenidos durante las lecturas.

Módulo de Young: En específico se hizo uso del método de modelado para *materiales no lineales* del módulo de Young, en el que se consideran ciertos materiales, como por ejemplo el cobre, donde la curva de tensión-deformación no tiene ningún tramo lineal, y aparece una dificultad ya que no puede usarse la expresión simple del módulo de Young. Para ese tipo de materiales no lineales pueden definirse magnitudes asimilables al módulo de Young de los materiales lineales, ya que la tensión de estiramiento y la deformación obtenida no son directamente proporcionales. Para estos materiales elásticos no lineales se define algún tipo de módulo de Young aparente. La posibilidad más común para hacer esto es definir el módulo de elasticidad secante medio, como el incremento de esfuerzo aplicado a un material y el cambio correspondiente a la deformación

unitaria que experimenta en la dirección de aplicación del esfuerzo:

$$E_{sec} = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (1)$$

Donde E_{sec} es el módulo de elasticidad secante, $\Delta\sigma$ es la variación del esfuerzo aplicado, y $\Delta\varepsilon$ es la variación de la deformación unitaria.

Regresión lineal: También nombrada ajuste lineal, es un modelo matemático usado para aproximar la relación de dependencia entre una variable dependiente Y , m variables dependientes X_i con pertenencia en Z^+ y un término aleatorio ε . Este modelo puede ser expresado como:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \dots + \beta_m X_m + \varepsilon \quad (2)$$

Donde Y es la variable dependiente o de respuesta, X_1, X_2, \dots, X_m son las variables explicativas, independientes o regresoras, y $\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_m$ son los parámetros del modelo, miden la influencia que las variables explicativas tienen sobre el regresando.

Coefficiente de Correlación Cruzada: A veces es usado para referirse a la covarianza $cov(X, Y)$ entre dos vectores aleatorios X e Y . En procesamiento de señales, la correlación cruzada (o a veces denominada "covarianza cruzada") es una medida de la similitud entre dos señales, frecuentemente usada para encontrar características relevantes en una señal desconocida por medio de la comparación con otra que sí se conoce. Para el caso de dos funciones continuas $f(x)$ y $g(x)$ la correlación cruzada se define como:

$$(f * g)(t) = \int f * (t)g(x + t)dt \quad (3)$$

Donde la integral se realiza para valores apropiados de t .

III. RESULTADOS

Los datos obtenidos y graficados se observan de las Figuras 3 a la 6. Nótese los distintos comportamientos del tejido entre hombres y mujeres resaltando la característica común en el retardo prolongado de la retracción de la piel una vez que se ha dejado de ejercer presión dentro de la luz del indentador. Además, cabe destacar, que la medición de la resistencia galvánica de la piel de la mujer de 46 años fue la única en la que se tuvo una lectura mucho más baja que en los otros sujetos probablemente debido al sudor que esta presentaba al momento de ser realizada la prueba, razón que por sí misma demuestra el efecto de la baja resistencia (alta conductividad) dérmica. Por otra parte, el índice del

coeficiente de correlación cruzada de las variables de altura y presión se mantiene alrededor de un 0.35 promedio, esto debido a que la prueba fue realizada para comprobar el funcionamiento longitudinal del dispositivo, ya que, si se deseara extraer las características propias de esta medición, sería recomendable segmentar la prueba justo en el punto en el que se deja de aplicar la presión de vacío, esto con el fin de hallar un índice de correlación cruzada específico del módulo elástico de la piel.

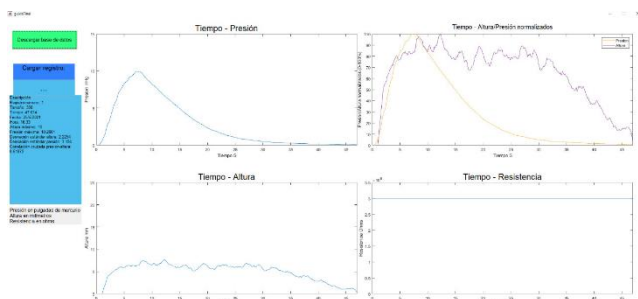


Fig. 3 Datos obtenidos en hombre de 22 años sin afecciones de la piel y/o metabólicas que afecten a la misma.

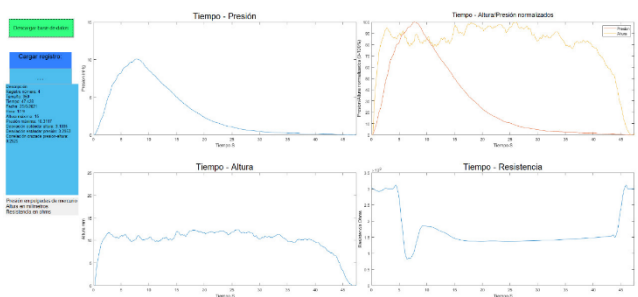


Fig. 4 Datos obtenidos en hombre de 35 años sin afecciones de la piel y/o metabólicas que afecten a la misma.

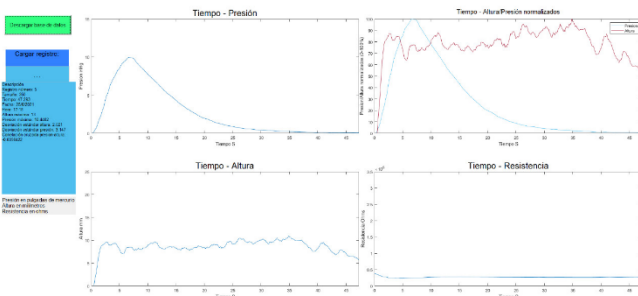


Fig. 5 Datos obtenidos en mujer de 46 años sin afecciones de la piel y/o metabólicas que afecten a la misma.

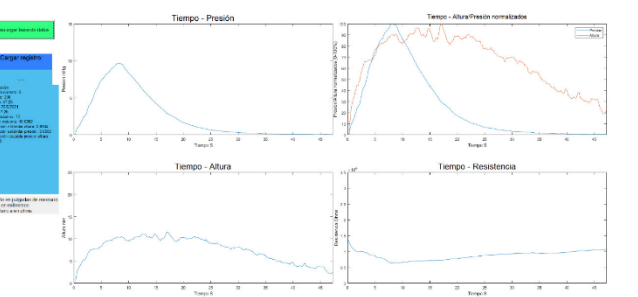


Fig. 6 Datos obtenidos en mujer de 55 años sin afecciones de la piel y/o metabólicas que afecten a la misma.

IV. CONCLUSIONES

A través de lo experimentado se obtiene por conclusión que, el dispositivo es capaz de llevar a cabo las cuantificaciones estratificadas y que los códigos desarrollados son capaces de computar, almacenar, graficar y desplegar toda la información mencionada a lo largo del documento; que los componentes usados han sido calibrados de forma adecuada y que los datos se pueden transmitir y recuperar de la base de datos por medio de la aplicación GUIDE desarrollada en Matlab para este fin; por la parte cualitativa del tejido, se puede decir que la resistencia galvánica de la piel no guarda una relación de cambio directamente proporcional al esfuerzo de tracción al que se ve sometido el tejido durante las pruebas y que la tasa de altura de la piel es más abrupta en los primeros instantes de la medición, pero se aclara que la muestra es muy pequeña para realizar aseveraciones tempranas respecto a dichas cualidades, y que será mejor con este fin, llevar a cabo pruebas en grupos más amplios de sujetos en los que se desee trazar un posible patrón en el comportamiento bajo una determinada patología de la piel.

REFERENCIAS

- [1] Ingallina, E.; Sorrentino, G.; Bertolio, R.; Lisek, K.; Zannini, A.; Azzolin, L.; Severino, L.U.; Scaini, D.; Mano, M.; Mantovani, F.; et al. Mechanical cues control mutant p53 stability through a mevalonate-RhoA axis. *Nat. Cell Biol.* 2018, 20, 28–35.
- [2] Pailler-Mattei, C.; Nicoli, S.; Pirot, F.; Vargiolu, R.; Zahouani, H. A new approach to describe the skin surface physical properties in vivo. *Colloids Surf. B Biointerfaces* 2009, 68, 200–206. [CrossRef] [PubMed]
- [3] Diridollou, S.; Vabre, V.; Berson, M.; Vaillant, L.; Black, D.; Lagarde, J.M.; Grégoire, J.M.; Gall, Y.; Patat, F. Skin ageing: Changes of physical properties of human skin in vivo. *Int. J. Cosmet. Sci.* 2001, 23, 353–362. [CrossRef] [PubMed]
- [4] Agache, P.G.; Monneur, C.; Leveque, J.L.; De Rigoal, J. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Arch. Dermatol. Res.* 1980, 269, 221–232. [CrossRef] [PubMed]
- [5] Gennisson, J.L.; Baldebeck, T.; Tanter, M.; Catheline, S.; Fink, M.; Sandrin, L.; Cornillon, C.; Querleux, B. Assessment of elastic parameters of human skin using dynamic elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 2004, 51, 980–989. [CrossRef] [PubMed]
- [6] Lim, K.H.; Chew, C.M.; Chen, P.C.Y.; Jeyapalina, S.; Ho, H.N.; Rappel, J.K.; Lim, B.H. New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. *J. Biomech.* 2008, 41, 931–936. [CrossRef] [PubMed]
- [7] Seungman Park, Jiayang Tao, Li Sun et al., An Economic, Modular and Portable Skin Viscoelasticity Measurement Device for In Situ Longitudinal Studies, *Molecules*, MDPI, Department Mechanical Engineering, Johns Hopkins University, Baltimore, MD 21218 USA
- [8] Kwang Chear Lee, Janine Dretzke, Liam Grover et al., A systematic review of objective burn scar measurements, *Burns & Trauma* 2016, 10.1186/s41038-016-0036-x
- [9] Mtro. Carlos Heriberto Monge Rodríguez, El efecto de caída de la conductancia electrodérmica inducida en el circuito bidactilar: preconizando su denominación técnica y explicando sus causas científicas, *Visión Criminológica Criminalística*, Colegio Libre de Estudios Universitarios Campus León. Guanajuato. México 2017