

Respuesta Mecánica de la Piel para el Gesto de Flexión Metacarpofalángica

M. Alvarez-Camacho^{1,2*}, G. Martín-García², A. Vilatela-Prado³, G. Díaz-Gallardo⁴, E. Serrano-Lezama², I. Quiñones¹, F.M. Sánchez⁵

¹Instituto Nacional de Rehabilitación LGII, Cd. Mx., México. ²Facultad de Ingeniería UNAM, Cd. Mx., México.

³Universidad Iberoamericana, Cd. Mx., México. ⁴Facultad de Estudios Superiores Aragón UNAM, Cd. Mx., México.

⁵Instituto de Investigaciones en Materiales, UNAM, Cd. Mx., México

* mich_address@hotmail.com

Resumen— La caracterización mecánica de la piel es importante en el área médica para evaluar distintos tratamientos a padecimientos que modifican la estructura y respuesta de la misma, como las secuelas por quemadura. En este trabajo se presenta la evaluación del desplazamiento de la piel de la mano y del antebrazo obtenidas con el método de Correlación de Imágenes Digitales, ligado al movimiento. Para lograr la integración de características mecánicas con arcos de movimiento se desarrollaron dos sistemas, uno de análisis de movimiento y de sincronización. En este trabajo se presentan ambos sistemas y la respuesta obtenida de la evaluación de un sujeto sano. Los resultados permiten la evaluación de características relevantes, como desplazamiento máximo y viscoelasticidad.

Palabras clave — Correlación de Imágenes Digitales, Desplazamiento, Piel, Análisis de Movimiento.

I. INTRODUCCIÓN

La piel es un material viscoelástico, complejo y anisotrópico que en condiciones normales se desplaza y deforma para permitir el movimiento articular [1]. Después de una quemadura, las características del tejido cambian de manera importante, lo que puede causar secuelas discapacitantes.

De acuerdo con la OMS, las quemaduras se encuentran entre las principales causas de pérdida de años de vida ajustados en función de la discapacidad [2]. En México, el 92.7% de los lesionados son atendidos por instituciones públicas de salud (IMSS, ISSSTE y Pemex), por lo que la carga económica al sector es importante [3].

Actualmente existen novedosos tratamientos como trasplante de tejido, cubiertas dérmicas y andamios bioformados que intentan atender las secuelas por quemadura [4]; sin embargo, existe poca información sobre el desenlace de estas intervenciones. En el Instituto Nacional de Rehabilitación LGII, en especial en el Centro Nacional de Atención a Quemados, ha surgido la necesidad de evaluar la respuesta mecánica de la piel sana y con cicatrices por quemadura, para determinar la severidad de las secuelas y la eficacia de los tratamientos.

En este trabajo se presenta la instrumentación generada para integrar la evaluación de desplazamiento y deformación de la piel obtenida con el método de Correlación de Imágenes Digitales en 3D (CID 3D), con la medición de los ángulos

de movimiento articular (AM), generados por un sujeto, para el gesto de flexión metacarpofalángica. Con esto se espera generar una herramienta para la caracterización mecánica de la piel sana y con cicatrices por quemadura bajo sollicitaciones mecánicas generadas por arcos de movimiento.

II. METODOLOGÍA

La técnica de CID 3D permite la obtención de campos de desplazamiento y deformación de superficies. La técnica compara una imagen de referencia sin deformar con estados de superficie deformada. El sistema de medición consiste en dos cámaras, una fuente de iluminación, equipo de adquisición y procesamiento de señales (Figura 1 A). Esta técnica requiere tres pasos importantes, elección de volumen de medición, calibración, posicionamiento del equipo y preparación de superficie. Para el estudio de la piel, se utilizó el sistema Aramis 5LM [5], y se desarrolló un método específico para aislar el movimiento articular, preparar la superficie y obtener la medición; los detalles de esta técnica se pueden encontrar en [6].

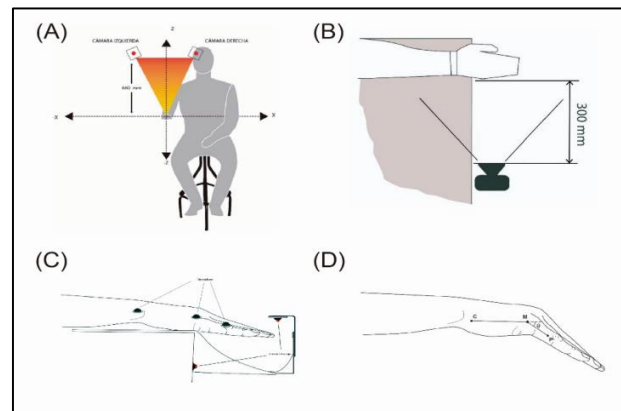


Fig. 1. A) Colocación de las cámaras para CID, B) Posición de la cámara para AM, C) Colocación de marcadores para AM, D) Modelo matemático de la mano, desarrollado para AM.

Tomando en consideración que la piel es un material viscoelástico, el desplazamiento máximo de la piel podría no coincidir con el rango máximo de movimiento, por lo que

conocer el inicio y final del movimiento, así como el ángulo de movimiento de los segmentos evaluados durante las pruebas con CID 3D es necesario para caracterizar correctamente la respuesta de la piel. Para este trabajo se eligió medir el gesto motor de flexión metacarpofalángica y se diseñó un sistema para detectar el inicio y el ángulo de máximo movimiento para este gesto motor.

Para conocer la deformación de la piel, que corresponde a la sollicitación mecánica en distintos rangos de movimiento de la articulación metacarpofalángica, se implementó un sistema para AM (Figura 1 B). El sistema utilizó una webcam Logitech C920, de 1080 pixeles con frecuencia de 30 cuadros por segundo. Se utilizaron marcadores elaborados con papel bond (Figura 1 C), compuestos por dos círculos concéntricos con colores de contraste (negro y blanco). El círculo interior se realizó con diámetro de 6 [mm] y el círculo exterior con diámetro de 8[mm], se decidió utilizar marcadores planos porque el movimiento de la articulación metacarpofalángica se da principalmente en un eje.

Para obtener la medición del ángulo de flexión de la articulación metacarpofalángica se seleccionó la región lateral de la mano dominante, por lo que la colocación de los marcadores se realizó en la epifisis distal del cúbito, la cabeza del quinto metacarpiano, a la mitad entre los marcadores anteriores y la cabeza de la quinta falange proximal, como se muestra en la Figura 1 D.

Para analizar los ángulos durante la flexión se utilizó el software libre Kinovea versión 8.26. Este programa de análisis de video, permite analizar movimientos mediante herramientas de seguimiento de puntos, así como cálculo de ángulos y centro de gravedad. Para el análisis de movimiento se colocó un punto origen del sistema de coordenadas en el marcador de la cabeza del cúbito. Se establecieron tres puntos a seguir sobre los marcadores, el punto C en la epifisis distal del cúbito, en punto M en la articulación metacarpofalángica y el punto P en la articulación interfalángica proximal.

Una vez definidos los puntos se hizo el seguimiento de la trayectoria de cada uno de estos y los datos obtenidos en coordenadas (x,y) se exportaron a Excel. Con los datos se calcularon dos vectores, el vector (\overline{CM}) del punto C al punto M, el vector (\overline{MP}) del punto M al punto P y su variación de estos en el tiempo. Con los dos vectores se calculó el ángulo entre ellos, es decir, el ángulo de flexión (2). Este se puede obtener de la definición de producto escalar o interno de dos vectores, que se establece como el producto de los módulos de ambos vectores por el ángulo que ellos forman (1).

$$(\overline{CM}) * (\overline{MP}) = |(\overline{CM})||(\overline{MP}) \cos \theta \quad (1)$$

$$\theta = \arccos \frac{((\overline{CM}) * (\overline{MP}))}{|(\overline{CM})||(\overline{MP})} \quad (2)$$

Para sincronizar los datos del sistema CD y los obtenidos con AM, se diseñó un sistema que utiliza dos sensores infrarrojos TCRT-5000 para indicar cuando el sujeto alcanza el punto máximo del movimiento y cuando vuelve a la posición inicial (Figura 1C). El sistema detecta y activa dos LEDs, el primero cuando la localización de la mano se encuentra en la posición inicial en cero grados de flexión y el segundo en la posición final a 70 grados de flexión. Los LEDs que permiten registrar cuando inicia y termina el movimiento, se ubicaron en una zona donde pueden ser visualizados y registrados desde las cámaras del sistema de CID 3D y de AM.

A. Sincronización de datos

La integración de los datos de AM y CID 3D se logró utilizando a la señal emitida por los LEDs de inicio y término de movimiento. En la Figura 2 se muestra un diagrama de flujo del procesamiento para sincronización. En ambos análisis se obtuvo la imagen de inicio de movimiento y el final del mismo, se seleccionan únicamente los datos de este intervalo de interés. Para CID 3D se determinó la región de máximo desplazamiento, se obtuvieron los datos de desplazamiento de este punto durante todo el intervalo del estudio, en el eje longitudinal de proximal a distal (eje Y). Para los datos de AM, se obtuvieron las imágenes del intervalo de interés y se calcularon los ángulos de movimiento por cada imagen. Para ambos grupos de datos se realizó una interpolación polinómica con el fin de ajustar los datos de 0 a 100 %. Una vez que los datos son ajustados, se grafica el ángulo de flexión y el desplazamiento.



Fig. 2. Diagrama de flujo de sincronización de datos.

B. Experimentación en un sujeto voluntario

Se estudió la respuesta de la piel de la mano de un sujeto voluntario sano de 23 años, quien realizaba trabajos al aire libre, sin enfermedad o cicatrices en la zona de análisis y sin la aplicación de crema o loción humectante en la piel en las últimas 24 horas. El sujeto dio su consentimiento escrito para ser analizado.

Para evaluar la piel es necesario realizar un preacondicionamiento de la superficie, por lo que se le pidió al sujeto que realizara el movimiento 3 veces antes de la prueba para preparar la piel y familiarizarse con el movimiento. El análisis se realizó en un cuarto a temperatura ambiente con las luces apagadas. El sujeto se colocó sentado en una silla con la mano apoyada en la mesa de análisis, de modo que su brazo quedó a 90° respecto a la mesa.

Se adquirieron datos con las técnicas de CID 3D y AM para el gesto de flexión metacarpofalángica en el rango de movimiento normal. Se seleccionó una región de interés para medición que comprendió desde la cabeza de los metacarpos hasta la mitad del antebrazo. Se obtuvieron y graficaron los datos de desplazamiento y ángulos de movimiento.

III. RESULTADOS

En la Figura 3 se muestran las imágenes obtenidas con el sistema CID y con AM. En la Figura 3 A se muestra el campo de desplazamiento de la mano y antebrazo, en la posición inicial.

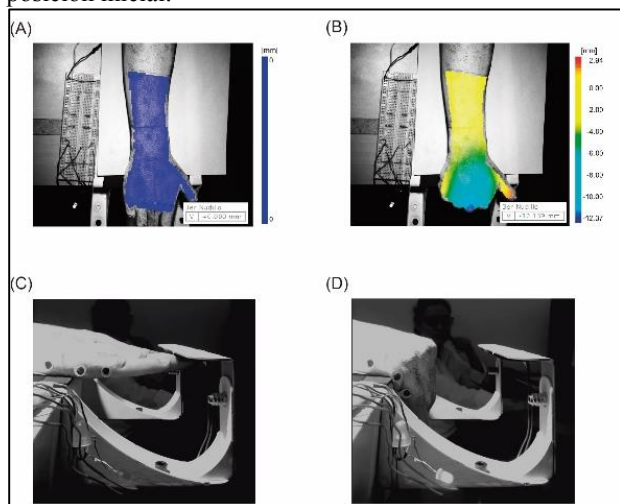


Fig. 3. A) Desplazamiento en la posición cero o inicial de movimiento. B) Desplazamiento en el máximo movimiento. C) Posición inicial, ángulo 0 grados. D) Posición final, máxima flexión, ángulo de 70 grados.

En la Figura 3 B se muestra el campo de desplazamiento obtenido en la flexión completa; como puede observarse el desplazamiento máximo se encuentra localizado en el tercer nudillo y tuvo una magnitud máxima de 12.13 mm hacia la

región distal. En la Figura 3 C y D se muestran las imágenes de AM correspondientes a la posición inicial y final de la flexión metacarpofalángica.

En la Figura 4 se muestran los resultados de desplazamiento de la piel sobre el punto de interés localizado en el tercer nudillo, a lo largo del arco de movimiento para flexión metacarpofalángica. Como puede observarse en la figura, el desplazamiento muestra un comportamiento no lineal con una respuesta con histéresis.

IV. DISCUSIÓN

En este trabajo se presenta la respuesta de desplazamiento de la piel relacionada al ángulo de movimiento articular para el gesto motor de flexión metacarpofalángica, medida con CID 3D. Para obtener estos datos se implementaron dos sistemas, el primero de AM que permitió medir el ángulo durante el arco de movimiento. Y el segundo, un sistema de señales de sincronización que permitió conocer y seleccionar los datos relevantes de inicio y final de movimiento, para realizar el procesamiento y análisis de datos.

Los resultados de la medición realizada en un voluntario sano mostraron un comportamiento no lineal, pues el desplazamiento no es el mismo al realizar la flexión y la extensión de la articulación metacarpofalángica, esto puede observarse a partir de la histéresis que se muestra en la Figura 4.

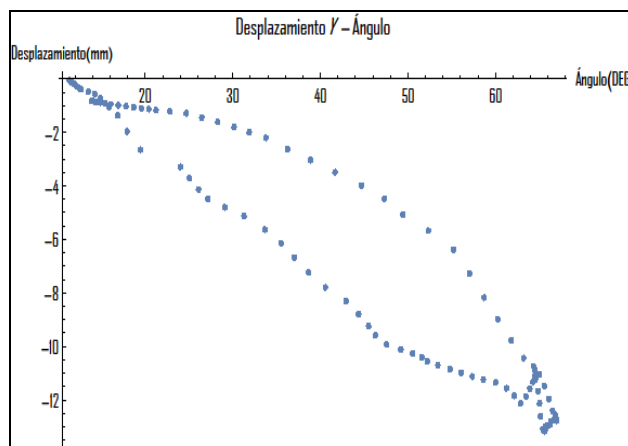


Fig. 4. Gráfica de desplazamiento de la piel del tercer nudillo durante el gesto motor de flexión metacarpofalángica.

La respuesta mostrada en este trabajo, es muy similar a la respuesta de materiales viscoelásticos durante pruebas mecánicas, por lo que la instrumentación implementada podría ser una herramienta importante para la

caracterización mecánica de la piel.

Una gran ventaja del uso de la técnica de CID 3D para caracterizar la piel es que es posible cuantificar la deformación y desplazamiento del tejido in vivo, al aplicar sollicitaciones relevantes, durante el movimiento articular. La integración de los sistemas de AM y las señales de sincronización permitió realizar una evaluación de la respuesta más completa a las que se habían llevado a cabo hasta ahora, en donde sólo era posible analizar los valores máximos.

La caracterización de la piel presenta varios retos, por un lado, la respuesta mecánica del tejido vivo es distinta a la del material que ya no metaboliza, el cual es usado en caracterización in vitro[7]. Además, la aplicación de cargas relevantes a velocidades fisiológicas generan respuestas distintas a la aplicación de cargas fuera de los límites de trabajo del tejido. También, la dirección de la aplicación de la carga es un punto relevante pues el tejido se encuentra en estado de pretensión y alineado[8]. Otro punto importante es la contribución del tejido subyacente, que se encuentra adherido a dermis, el cual contribuye a la respuesta observada en la superficie[9]. Estos factores contribuyen a la complejidad de obtener una medición de características intrínsecas del material que puedan ser relevantes para la práctica clínica.

Para terminar de poner a punto las técnicas presentadas en este trabajo será necesario plantear el uso de marcadores esféricos para la técnica de AM, que presenten mayor contraste y que puedan ser colocados en la mano para evaluar otros gestos motores. Por otro lado será necesario validar las técnicas de AM desarrolladas, utilizando otros sistemas con precisión y exactitud conocidas. Otro punto importante será la implementación de protocolos de medición para la evaluación de pacientes con secuelas de quemaduras y grupos de sujetos sanos como referencia.

V. CONCLUSIÓN

Mediante el desarrollo de este trabajo de investigación se logró obtener la curva de desplazamiento durante la flexión metacarpofalángica y relacionarla al ángulo asociado a dicho movimiento. De acuerdo a los resultados obtenidos con el movimiento de flexión metacarpofalángica, se espera que el sistema de sincronización empleado se implemente exitosamente para la caracterización de tejido sano y con secuelas por quemadura.

RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen al Instituto Nacional de Rehabilitación LGII por brindar los medios necesarios para el desarrollo de este proyecto a través del proyecto 31/17.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] B. Holt, A. Tripathi, and J. Morgan, "Viscoelastic response of human skin to low magnitude physiologically relevant shear," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 12, pp. 2689–2695, 2008.
- [2] "OMS | Quemaduras," WHO. World Health Organization, 2016.
- [3] L. E. Moctezuma-Paz, I. Páez-Franco, S. Jiménez-González, K. D. Miguel-Jaimes, A. Y. Sánchez-Flores, N. A. González-Contreras, N. X. Albores-de la Riva, and V. Nuñez-Luna, "Epidemiología de las quemaduras en México Epidemiology of burns in Mexico," *Rev Esp Méd Quir*, vol. 20, no. 20, pp. 78–82, 2015.
- [4] A. W. C. Chua, Y. C. Khoo, B. K. Tan, K. C. Tan, C. L. Foo, and S. J. Chong, "Skin tissue engineering advances in severe burns: review and therapeutic applications," *Burn. Trauma*, vol. 4, no. 1, p. 3, 2016.
- [5] GOM mbH, "Aramis 6.1 User Manual - Software." 2009.
- [6] J. D. Lugo Lopez and J. A. Martínez Benitez, Medición de la deformación en la piel humana utilizando correlación de imágenes digitales. Tesis. Universidad Nacional Autónoma de México, 2017. [En línea]. Disponible en Repositorio digital de la Facultad de Ingeniería – UNAM.
- [7] C. Edwards and R. Marks, "Evaluation of biomechanical properties of human skin," *Clin. Dermatol.*, vol. 13, pp. 375–380, 1995.
- [8] M. Ottenio, D. Tran, A. Ní Annaidh, M. D. Gilchrist, and K. Bruyère, "Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 41, pp. 241–250, Jan. 2015.
- [9] R. Maiti, L. C. Gerhardt, Z. S. Lee, R. A. Byers, D. Woods, J. A. Sanz-Herrera, S. E. Franklin, R. Lewis, S. J. Matcher, and M. J. Carré, "In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 62, pp. 556–569, 2016.