

## Desarrollo y validación de una técnica para medición dinámica de deformación en sistemas protésicos.

M. Álvarez<sup>1</sup>, V. Alvarez<sup>2</sup>, F.M. Sánchez<sup>3</sup>, G. Rodríguez<sup>1</sup>, C. Galván Duque<sup>1</sup> y F. Mendoza Cruz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratorio de Órtesis y Prótesis, Instituto Nacional de Rehabilitación, México D.F., México

<sup>2</sup>Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>3</sup>Instituto de Investigaciones en Materiales, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

**Resumen**— Para conocer la respuesta mecánica de sistemas protésicos es necesario realizar evaluaciones en donde se analice el comportamiento dinámico. Para realizar este tipo de análisis existen pruebas estandarizadas que se montan en máquinas de ensayos y dan información sobre características intrínsecas. Sin embargo, la interacción de un sujeto con la prótesis no puede simularse con una prueba como esta. Las pruebas con cargas reales presentan gran cantidad de variables durante la medición, por lo que es necesario implementar estrategias para controlar y minimizar errores. En este trabajo se presenta la técnica de medición desarrollada a partir de pruebas de banco y pruebas dinámicas con el sistema de correlación de imágenes ARAMIS 5L. Una vez implementada la técnica se logró obtener datos con errores de medición menores a 0.02 mm, lo que permitirá evaluar la respuesta asociada a la carga aplicada por pacientes con amputación parcial de pie sobre su sistema protésico, en distintos momentos de la marcha.

**Palabras clave**—Correlación digital de imágenes, campo completo, amputación parcial de pie.

### I. INTRODUCCIÓN

Son muchos los factores que intervienen en el diseño y la fabricación de una prótesis para amputados, pero desde hace tiempo se ha buscado que toda prótesis cumpla con ciertas características básicas, como lo son el confort, un buen aspecto visual y funcionalidad [1]. Durante el diseño y manufactura de estas prótesis, se intenta evitar o disminuir los puntos de concentración de esfuerzo/deformación, con el propósito de prevenir la falla prematura de las piezas además de distribuir la carga en toda la superficie.

Para dar la resistencia adecuada a los materiales, se debe conocer a fondo el comportamiento mecánico del elemento a reemplazar. Para conocer la respuesta mecánica de sistemas protésicos es necesario realizar evaluaciones dinámicas simulando condiciones reales de uso. Existen pruebas estandarizadas que se montan en máquinas de ensayos y dan información sobre características intrínsecas del sistema protésico. Sin embargo, varios autores [2-4] coinciden en que una evaluación completa requiere mediciones in situ del sistema paciente-prótesis.

La técnica presentada en este trabajo se basa en la correlación de imágenes digitales en 3 dimensiones y

permite la visualización de regiones de alta concentración de deformación-esfuerzo. Este tipo de estudios, en conjunto con algunas pruebas estándar en laboratorio brindan mayor confiabilidad al material en estudio o desarrollo. Las pruebas con cargas reales presentan gran cantidad de variables durante la medición, por lo que es necesario implementar estrategias para controlar y minimizar errores.

En un trabajo previo [5] del grupo de investigación, se presentó la técnica para medir deformación dinámica y evaluar dos sistemas protésicos fabricados para un paciente. En donde la topología de la prótesis y el gesto de marcha por parte del sujeto eran relativamente similares.

En este trabajo se presenta una generalización del método, en donde se analizaron fuentes de error y se desarrollaron técnicas para minimizarlos. Esta metodología general se probó durante la evaluación de tres sistemas protésicos con topologías diferentes entre sí diseñados en el Laboratorio de Órtesis y Prótesis del Instituto Nacional de Rehabilitación.

### II. METODOLOGÍA

Se utilizó el sistema de medición por estereovisión ARAMIS 5L para aplicarse en la evaluación de nuevos diseños protésicos. Este estudio se realizó con la aprobación del comité de investigación del INR y el sujeto participante firmó una carta de consentimiento informado.

*Montaje, calibración del equipo y preparación de las muestras.*

En este trabajo se utilizaron 3 sistemas protésicos, F1, M2 y M3, fabricados en polipropileno a partir del molde del muñón de un sujeto con amputación parcial de pie, nivel Chopart. Las tres ortoprótesis fueron fabricadas por el mismo protesista ortesista, utilizando distintas técnicas de alineación. F1 es una ortoprótesis con apoyo en tendón rotuliano, M2 y M3 son ortoprótesis de dos piezas con apoyo en la tibia. M2 presenta las paredes laterales rectas y M3 se ajusta a la forma esférica del muñón. La superficie de las prótesis se preparó de acuerdo al procedimiento desarrollado anteriormente [5].

Se realizó la calibración estática del sistema con un panel de 400x350mm para un volumen de medición de

250x300x300mm. El error de medición obtenido en la calibración fue  $<0.04$  píxeles.

*Profundidad del volumen de medición real.*

El sistema de medición puede realizar determinaciones de deformación en los tres ejes dentro de un volumen calibrado, a la mitad del volumen existe un plano de medición imaginario en donde se obtiene la mayor exactitud. Durante las pruebas dinámicas, el sujeto debe dar un paso frente al sensor de forma que la superficie a medir coincida con al plano de medición. Sin embargo, para un sujeto es difícil realizar esta prueba sistemáticamente, por lo que se decidió evaluar la tolerancia de la distancia al plano de medición.

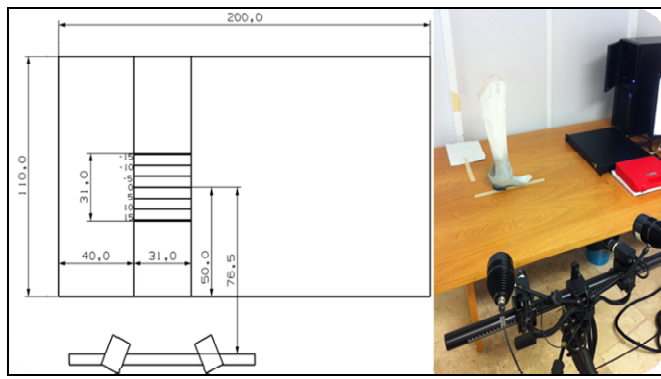


Fig. 1 Obtención del volumen real de medición. Las dimensiones están en centímetros.

Se realizaron 14 pruebas de banco para determinar el volumen real de medición. En la Figura 1 se muestra el montaje de la prueba, en una mesa de 2x1.1m se eligió un área de medición de 310X310mm y se estableció la distancia óptima al sensor en 765 mm, de acuerdo a las tablas para calibración del sistema. Se marcaron en la mesa las distancias hacia adelante y hacia atrás cada 5, 10 y 15 cm. Se realizó el registro de datos variando la distancia del sensor a la muestra hacia adelante y hacia atrás, y se determinó el error de medición en píxeles en cada distancia.

*Angulo de medición.*

Otro de los requisitos para minimizar el error de medición es colocar el sensor normal al plano de la superficie a medir. Los principales problemas para lograr esta coincidencia fueron la topología curva e irregular del sistema protésico, y el ángulo de progresión del pie durante la marcha. Ambos deben ser considerados al mismo tiempo para lograr una medición adecuada.

Para establecer el ángulo normal del sensor al plano de medición, se realizaron 6 pruebas de banco usando los modelos de ortoprótesis F1, M2 y M3. La metodología desarrollada consistió en medir el ángulo entre las paredes

laterales y mediales de las prótesis, cercanas a la región de interés para el análisis, y el eje de la progresión de marcha en sujetos sanos, el cual va del segundo orjejo a línea media del talón. Se eligió esta referencia debido a que la topología curva de la prótesis no existe otra línea recta que pueda utilizarse como inicio, además de que la prótesis no tiene eje de simetría. En la Figura 2 se muestran las líneas de referencia de progresión de marcha y ángulos medidos.

Para la adquisición de datos se colocó el equipo normal al ángulo medial y ángulo lateral medido. Se adquirieron datos y se calculó la pérdida del la región de interés, tanto para la región lateral como medial de las ortoprótesis. Además se calculó la desviación promedio de la intersección de los puntos. Una desviación menor a 0.02 mm se consideró adecuado para este tipo de medición.

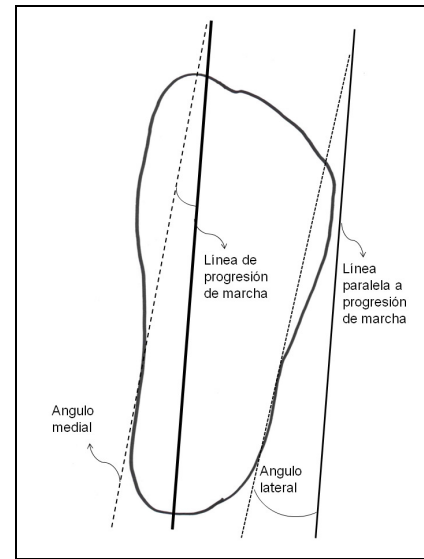


Fig. 2 El sistema de medición se coloca normal al plano calculado en la superficies protésica y tomando como referencia la línea de progresión de marcha.

*Integración y selección de imágenes.*

Una vez integrada la metodología de medición se realizaron 4 pruebas dinámicas con el sujeto amputado, usando dos ortoprótesis M2 y M3. En la Figura 3 se muestran las guías visuales colocadas en el piso, que coincide con el ángulo de progresión de marcha normal, para que el sujeto pudiera seguirla durante la prueba. Además de la guía visual se definieron las instrucciones para el paciente, para que el paso se realice en el área de medición.

Se adquirieron datos durante una zancada, con frecuencia de muestreo de 20Hz. Cada prueba se repitió 3 veces. Se realizó una selección de datos de interés para análisis y se determinó el error de medición de los datos obtenidos, para establecer las subfases de la marcha donde puede realizarse una medición confiable.



Figura 3. Evaluación dinámica del sistema protésico con los parámetros establecidos

### III. RESULTADOS

En la Figura 4 se presentan los resultados de medición de profundidad de medición y ángulos de rotación.

Las pruebas de profundidad del volumen de medición indicaron una distancia óptima de medición de  $76.5 \pm 5$  cm.

Los ángulo del sensor normales a las superficies de medición medial y lateral fueron de  $15^\circ$  lateral y  $15^\circ$  medial para F1; para M2,  $15^\circ$  lateral y  $10^\circ$  medial, y para M3  $14^\circ$  lateral y  $10^\circ$  medial. Con estos ángulos los resultados de la prueba fueron de 0.56% de pérdida de la región de interés para la pared medial, con desviación promedio de la intersección de los puntos (DPIP) de 0.0166 píxeles, y 0.37% de pérdida de región de interés y DPIP de 0.0160 píxeles para la región lateral. Con estos datos se puede decir que el cálculo del ángulo normal de medición fue adecuado.

Los resultados de prueba dinámica se muestran de forma gráfica en la Figura 5. Para determinar las subfases de marcha donde se obtiene una medición confiable se eligieron las imágenes con pérdidas de región de interés menor al 3% y error menor a 0.02 mm. Se determinó que es posible realizar mediciones con error menor al establecido cuando se analizan únicamente las imágenes donde toda la superficie plantar de la ortoprótesis se encontraba en el piso. Esto es la subfase de marcha Apoyo Medio.

Una vez seleccionadas las imágenes de esta subfase se determinó para M2 Lateral 1.25% de pérdida de región de interés y 0.00589mm de DPIP; para M2 Medial, 0.6% de pérdida de RI y 0.00457mm DPIP. Para M3 Lateral, 2.84% de pérdida de RI y 0.01mm de DPIP, y para M3 Medial y 1.25% pérdida de RI y 0.00407mm DPIP.

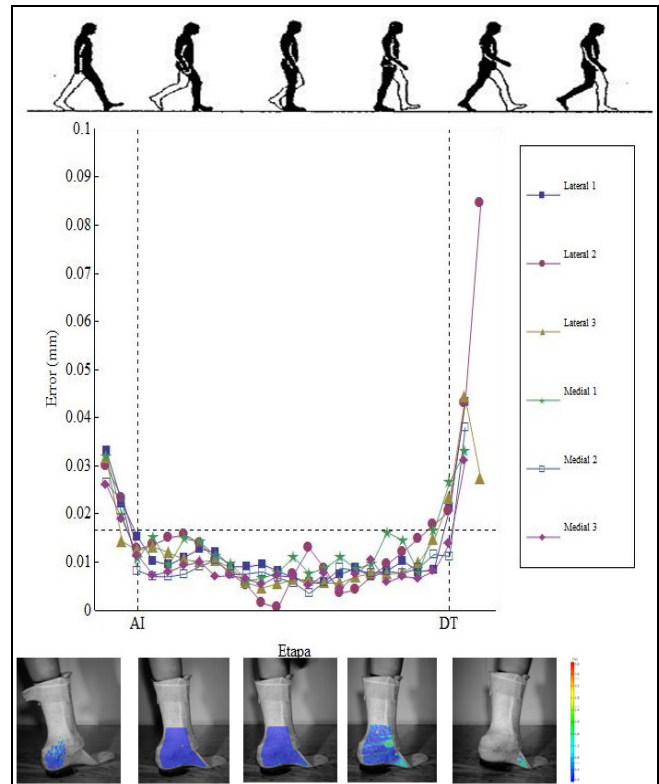


Figura 5. Resultados de error y deformación durante la marcha. La medición es confiable cuando toda la superficie de la prótesis está apoyada en el piso, en la subfase de Apoyo Medio, entre las fases de Apoyo Inicial (AI) y despegue de talón (DT)

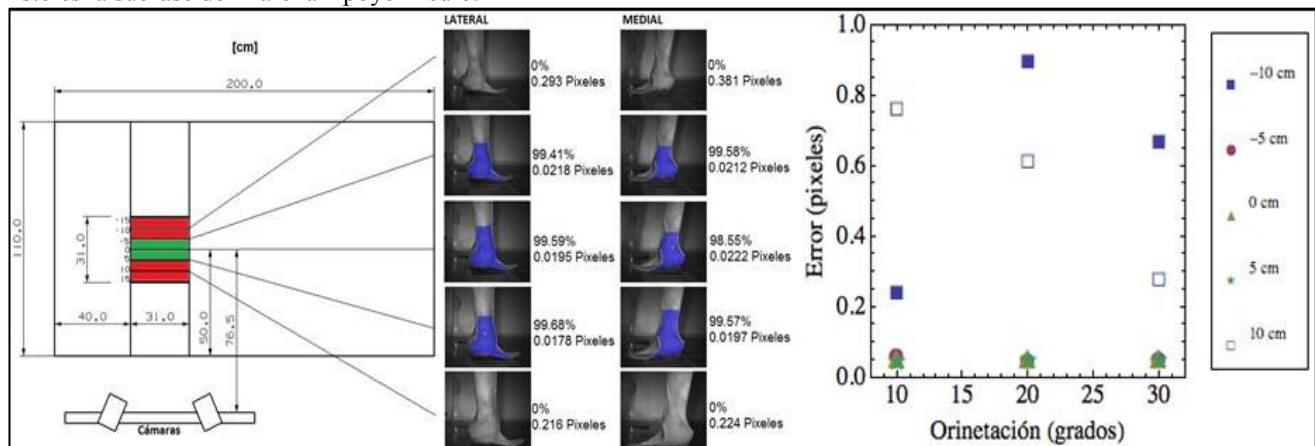


Figura 4. Volumen real de medición y ángulo de rotación.

## V. CONCLUSIÓN

El desarrollo de una guía para establecer los parámetros de medición con el sistema de evaluación de deformación, permitió estandarizar de forma experimental las pruebas de evaluación dinámica a sistemas protésicos tomando en cuenta sus características morfológicas y controlando algunas fuentes de error como: el ángulo de rotación del sistema protésico y la distancia entre la muestra y el sensor.

Además, se establecieron los límites de esta metodología para realizar pruebas dinámicas durante marcha, pues la aceleración del tobillo durante el rodillo de talón y la subfase de despegue puede influir negativamente en la medición.

Con este trabajo ha sido posible establecer un método sistemático de medición de deformación y desplazamiento que puede aplicarse a diversos sistemas protésicos que se desarrollen en un futuro.

Una de las principales ventajas de utilizar el método óptico, es que permite evaluar los sistemas protésicos durante un análisis dinámico, aplicando cargas y posturas de un usuario real, en distintos gestos motores.

Este método tiene además las ventajas de ser no destructivo y de no contacto, por lo será posible medir una variedad de sistemas protésicos en distintas condiciones de uso.

## RECONOCIMIENTOS

Este trabajo se realizó con apoyo del Fondo Sectorial de Salud de CONACYT, número 141036

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rino V, Pieter B, Anja D, Ronald VH, Dirk L, et al. "Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics", *Informa Healthcare*, 2009; 4(2):229-243.
- [2] Kobayashi T, Leung AKL, Hutchins SW. "Techniques to measure rigidity of ankle-foot orthosis: A review". *J. Rehabil. Res. Dev.*, 2011;48(5):565-576.
- [3] Goh JC, Lee PV, Ng P. "Structural integrity of polypropylene prosthetic sockets manufactured using the polymer deposition technique". *Proc. Inst. Mech. Eng H*, 2002; 216 (6): 359-368.
- [4] Zhang M, Mak AF. "A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket: roles of interface friction and distal-end boundary conditions". *IEEE. Transf. Rehabil. Eng.*, 1996; 4(4): 337-346.
- [5] Hernandez-Castillo A, Alvarez-Camacho M, Sánchez-Arévalo FM, "Protocolo para el análisis funcional de prótesis para pacientes con amputación parcial de pie". *Rev Mex Ing Biomed*, Abril 2013; 34(1): 97-107