



Protocolo para el Análisis Funcional de Prótesis para Pacientes con Amputación Parcial de Pie

A. Hernández-Castillo*,**
M. Álvarez-Camacho**
F.M. Sánchez- Arévalo***

*Facultad de Ingeniería,
UNAM,

México D.F., México.

**Laboratorio de Órtesis y
Prótesis, Instituto Nacional
de Rehabilitación,

México D.F., México.

***Instituto de

Investigaciones en
Materiales, UNAM,
México D.F., México.

RESUMEN

En la actualidad el desarrollo de prótesis presenta problemas que aún no se han solucionado por completo. A pesar de que se han desarrollado varios estudios enfocados a evaluar el funcionamiento de las prótesis, los trabajos que se presentan en la literatura se realizan con suposiciones de carga, de materiales, e incluso se practican bajo condiciones estáticas. La técnica de correlación de imágenes digitales ha sido útil en diversas aplicaciones, pero ha sido poco explorada en el ambiente de las prótesis. En este trabajo se presenta una técnica capaz de medir la deformación real en sistemas protésicos de pacientes amputados, bajo condiciones de carga y postura reales. Empleando el método de correlación de imágenes digitales es posible evaluar la prótesis del paciente sin necesidad de instrumentarla o modificarla. Además es posible conocer los principales puntos de deformación sin tener que fracturar la pieza. Con esta técnica es posible medir las principales zonas de deformación de un sistema protésico, con la ventaja de que la evaluación se pueden llevar a cabo aplicando cargas y posturas reales de un paciente en un análisis dinámico.

Palabras clave: análisis dinámico, deformación, prótesis, correlación de imágenes.

Correspondencia:
 Michelín Alvarez Camacho
 Calz. México Xochimilco No.
 289 Col. Arenal de
 Guadalupe, C.P.14389. Teléfono
 59.99.10.00 ext 19707 ó 19705.
 Correo electrónico:
 mich_address@hotmail.com

*Fecha de recepción: 2 de
 Noviembre de 2012
 Fecha de aceptación: 21
 de Enero 2013*

ABSTRACT

At present, the development of prostheses presents problems that have yet to be completely solved. Despite that various studies have been developed to evaluate the functioning of these prostheses, the works presented in the literature are conducted with suppositions of burden, of materials, and are even practiced under static conditions. The technique of Digital image correlation (DIC) has been useful in diverse applications, but has been scarcely explored in the ambience of prostheses. In this work, we present a technique capable of measuring the real deformation of prosthetic systems in patients with amputations, under real conditions of load and posture. Employing the DIC method, it is possible to evaluate a patient's prosthesis without the need for instrumenting or modifying it. In addition, it is possible to know the main points of deformation without having to ultimate load the piece. With this technique, it is possible to measure the prosthetic system's main deformation zones, with the advantage that evaluation can be performed applying the real loads and postures of a patient in a dynamic analysis.

Keywords: Dynamic analysis, deformation prosthesis, image correlation

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el sistema de salud del país recibe un gran número de pacientes con diversos padecimientos relacionados a la diabetes [1]. Una de las complicaciones de esta enfermedad crónica degenerativa, es la formación de úlceras en las extremidades inferiores; lo anterior conduce a la amputación y con ello surge la necesidad de desarrollar prótesis. Son muchos los factores que intervienen en la fabricación de una prótesis, 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 [2]. 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. El principal objetivo es disminuir el riesgo de formación de úlceras que llevarían a una reamputación [3,4].

Es importante mencionar que actualmente se realizan pruebas físicas mediante la norma ISO-10328 [5], para evaluar la funcionalidad de los sistemas protésicos. Esta prueba se utiliza tanto en condiciones estáticas como cíclicas [6], suponiendo que las cargas que se aplican son correspondientes a diferentes instantes de la marcha. Esta norma también se ha utilizado para medir la rigidez en órtesis de tobillo-pie [7]. Las conclusiones a las que han llegado diversos autores coinciden en que una evaluación completa requiere mediciones *in situ* del sistema paciente-prótesis; además de realizar estudios dinámicos para obtener las cargas y deformaciones reales durante la marcha [7-9].

Otros autores han realizado estudios analíticos en modelos 3D para evaluar la funcionalidad de los sistemas protésicos, mediante el análisis de elementos finitos (EF) [10,11]. Este método requiere herramientas de diseño mecánico como el diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés) para obtener la geometría de la prótesis a

evaluar. La pieza final en un ambiente CAD puede ser exportada a programas de EF donde se realiza el análisis. Aunque los programas EF no pueden reproducir con exactitud las condiciones de la marcha, es posible realizar algunas simulaciones mediante casos particulares, donde se suponen cargas equivalentes para cada etapa. La desventaja de los modelos analíticos consiste en la dificultad para modelar la geometría del sistema protésico, pues siempre existen criterios y suposiciones que simplifican condiciones de frontera y cargas aplicadas.

Las técnicas experimentales se han utilizado tanto para complementar los análisis por EF, como para evaluar la carga y la resistencia de distintos sistemas protésicos. Entre dichas técnicas se han empleado algunas que permiten realizar mediciones puntuales empleando sensores de presión, deformación o desplazamiento [12-14]. En algunos trabajos, se han realizado mediciones en donde se ha evaluado la deformación producida por las fuerzas de contacto al interior del encaje protésico o la presión en distintos puntos a lo largo de un socket instrumentado [15]. Esto permite medir esfuerzos y presión directamente sobre la marcha del paciente [16]. Los resultados obtenidos son aproximaciones a las cargas reales aplicadas, ya que el valor de deformación es evaluado en una superficie reducida del socket. Además las mediciones se realizan en prótesis de prueba, es decir, cada prueba se realiza utilizando una prótesis diferente a la que utiliza el paciente.

Es claro que el desarrollo de prótesis para amputación de miembro inferior es un problema que se ha explorado durante varios años; sin embargo, no se ha entendido por completo. A pesar de que hay un gran número de trabajos dedicados al desarrollo y estudio de prótesis para pie amputado, hasta el momento no se han realizado estudios dinámicos, donde se evalúe el desempeño prótesis-paciente durante su uso. Es por ello que el objetivo de este trabajo es desarrollar un protocolo para evaluar la funcionalidad de prótesis empleadas en la amputación parcial de pie, bajo cargas dinámicas transferidas directamente por el paciente. Para poder realizar una evaluación del desempeño real

de las prótesis estudiadas se emplea la correlación de imágenes digitales en tres dimensiones; con el resultado de la correlación de imágenes, es posible determinar los campos de deformación en la zona de interés los cuales son representados por mapas de color que indican el nivel de concentración de la deformación sobre la prótesis durante la marcha del paciente.

METODOLOGÍA

Se reclutó a un paciente con amputación parcial de pie, nivel Chopart, de 27 años de edad, sin antecedentes de úlceras, quien aceptó participar en el estudio y dio su consentimiento a través de una carta. El protocolo de estudio empleado para la adquisición de datos fue aprobado por la comisión de investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

A. Fabricación de los sistemas protésicos.

Se fabricaron dos órtesis en polipropileno comercial de 3/16" a partir del mismo molde tomado al paciente, la técnica que se utilizó es la estándar en la práctica protésica en el INR [17,18]. La Férula 1 (F1) se fabricó con un corte anterior, mientras que a la Férula 2 (F2) se le realizó un corte en la parte posterior. A ambas férulas se les colocaron cintas de sujeción en diferentes regiones y un tacón de material etileno vinil acetato (EVA) de 3.2cm, para simular la colocación dentro de un calzado (ver figura 1). Para poder emplear la técnica de correlación de imágenes, fue necesario cubrir la pieza con pintura en un patrón que consta de puntos aleatorios sobre la región a analizar.

B. Preparación de la muestra.

La técnica adecuada para la preparación de la muestra fue cubrir la superficie de puntos negros



Figura 1. Órtesis utilizadas en la prueba, a) Vista posterior de la Férula 1 (F1), b) Vista lateral de F1 donde se muestra el corte anterior, c) Vista anterior de F1 donde se muestran las sujeciones en la región de la tibia y de los metatarsos, d) Vista anterior de Férula 2 (F2), e) Vista lateral de F2 donde se muestra el corte posterior y f) Vista posterior de F2.

sobre un fondo blanco, en un patrón aleatorio [19]. Para esto, la superficie de las férulas se preparó con esmalte acrílico en aerosol en acabado mate con base blanca, se generó una textura 50% de puntos negros con pintura acrílica Polítec y se cubrió con primer transparente.

C. Colocación del equipo de medición y toma de datos

Se utilizó el sistema de medición por correlación de imágenes marca GOM, modelo ARAMIS 3D 5M LT, con la versión de software 6.3. Para la adquisición de imágenes el sistema utiliza dos cámaras CCD con resolución de 2448×2050 píxeles cada una, que adquieren

imágenes digitales de 8 bits en escala de grises. Las imágenes son transmitidas internamente mientras son capturadas mediante una interface Gigabit Ethernet al controlador para su procesamiento y almacenamiento en una estación de trabajo. El sistema guarda las imágenes en un formato interno *.image.

Se realizó la calibración estática del sistema con un panel de 400×350 mm para un volumen de medición de $250 \times 300 \times 300$ mm. El error de medición obtenido en la calibración fue < 0.04 píxeles.

La iluminación es un aspecto importante para la técnica de correlación de imágenes. Es por ello que la irradiancia de la fuente de iluminación debe permanecer constante y evitar los cambios de iluminación debido a factores ambientales. Finalmente, se debe colocar las cámaras en una posición donde no se generen sombras sobre la región de interés. En ocasiones este punto se complica por la misma geometría de los sistemas protésicos; sin embargo, se ha encontrado que al colocar las cámaras perpendiculares a la región de interés el efecto de sombras, durante el movimiento del paciente, se disminuye notablemente; permitiendo así, la adquisición de imágenes adecuadas para el posprocesamiento y determinación del campo de deformación.

Se le pidió al voluntario colocarse la férula y se le permitió habituarse a ella por 5 minutos. Se utilizó una tarima para dar altura al paciente. El equipo se colocó al nivel de los maléolos, a 35cm del suelo, perpendicular a la superficie lateral de la férula. Se colocaron marcas de referencia en el suelo para que el paciente notara el área de enfoque de las cámaras.

El inicio de la adquisición de datos se realizó manualmente al comienzo de la fase de balanceo en la zancada previa a la de interés; se adquirió una secuencia de 50 pares de imágenes, con frecuencia de muestreo de 15 Hz. La prueba se repitió para ambas férulas y se adquirieron imágenes tanto de la cara medial como de la cara lateral.

Para el análisis se seleccionó un área de interés en la férula de aproximadamente 135×100 mm, y se seleccionaron únicamente las imágenes que componen la fase de apoyo de la

zancada, a partir del contacto inicial y hasta el despegue del talón. Se tomó como referencia de cero deformación las imágenes obtenidas en la fase de contacto inicial (CI), esto es cuando el muñón entra en contacto con el suelo y no ha habido traslado de carga. Para el análisis de deformación se seleccionaron las imágenes obtenidas en la fase media de apoyo en dos momentos, cuando el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo (AM), y al finalizar la subfase, en el inicio del despegue de talón del suelo (DT). Se calculó el porcentaje de deformación y se localizaron los puntos críticos.

Con la finalidad de observar si la técnica es capaz de detectar los cambios en deformación de una pieza reforzada, a la férula de corte posterior se le aplicó un refuerzo de material compuesto. Este tipo de refuerzos se aplica comúnmente a los sistemas protésicos fabricados en el laboratorio de órtesis y prótesis utilizando la técnica de laminación. El primer paso de esta técnica consistió en proteger la cara interna de la prótesis para evitar que la fase matriz se adhiera a ella, esto se logró haciendo un vaciado con yeso, este paso permite también colocar una sujeción en el molde para montarse en el banco de trabajo. Posteriormente se colocaron seis capas de fibra de carbono y dos de perlón, en configuración continua y alineada, sobre la férula. La pieza se cubrió con una bolsa de PVA y se vació resina acrílica en el interior de la bolsa. Para promover la impregnación de todas las fibras, se manipuló la bolsa de PVA llevando la resina a que cubriera toda la pieza. Con una bomba de succión se removió el exceso de resina de la pieza y permitió curar por 24 horas. A la férula reforzada se le nombró Férula 3.

Una vez reforzada la pieza se preparó la superficie para realizar la prueba con correlación de imágenes. Se seleccionó un volumen de medición de $250 \times 360 \times 300$ mm para configurar el hardware del equipo de medición y se realizó una vez más la medición utilizando las mismas condiciones que en la prueba anterior.

A partir de las imágenes obtenidas se seleccionó una región de interés de 135×100 mm, correspondiente a la parte media inferior de la férula, en donde se observan las principales deformaciones. Una vez terminada la prueba

se retiró la preparación de las superficies de las férulas, utilizando solvente comercial, para constatar visualmente que no sufrieron daños por la prueba o por la preparación.

RESULTADOS

Los porcentajes de deformación para la Férula 1 se observan en la figura 2a, en donde se ha localizado un punto crítico (PC) en la región del empeine con 5% de deformación. Para la Férula 2 se muestran los porcentajes de deformación en la Figura 2b, donde también se identificaron tres puntos críticos (P1, P2 y P3), localizados en la región anterior, en el empeine y la región posterior, con 5% de deformación. El mapa de porcentajes de deformación de la F3 (ver Figura 2c) también muestra un punto crítico de menor extensión en la zona anterior. En la figura se han indicado los P1, P2 y P3 correspondientes a la F2 sin reforzar, para fines de comparación. Cabe mencionar que los mapas de color representan la concentración de deformación en la superficie de las férulas. El color azul corresponde a las zonas con menor concentración de deformación mientras que el color rojo corresponde a un valor máximo.

Los valores de deformación para la Férula 1 se observan en la Figura 3. Para el análisis se tomó como referencia de cero deformación la imagen correspondiente al contacto inicial CI (Figura 3a), cuando el muñón entra en contacto con el suelo y no ha habido traslado de carga. La fase media de apoyo AM (Figura 3b), cuando el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, y DT el inicio del despegue de talón del suelo (Figura 3c).

En la Figura 3d, observamos la gráfica del punto crítico (PC) localizado y su porcentaje de deformación, en esta gráfica se muestra la deformación vs. número de imagen donde se localizaron cada una de las subfases. Las subfase CI se corresponde a la imagen 0, la subfase AM se localizó en la imagen 16 y la subfase DT en la imagen 18, donde también se obtuvo la mayor deformación del punto crítico con un valor de 4.70 %.

En la misma Figura 3, inciso e) se observa el análisis de una región lineal de 7 mm de longitud

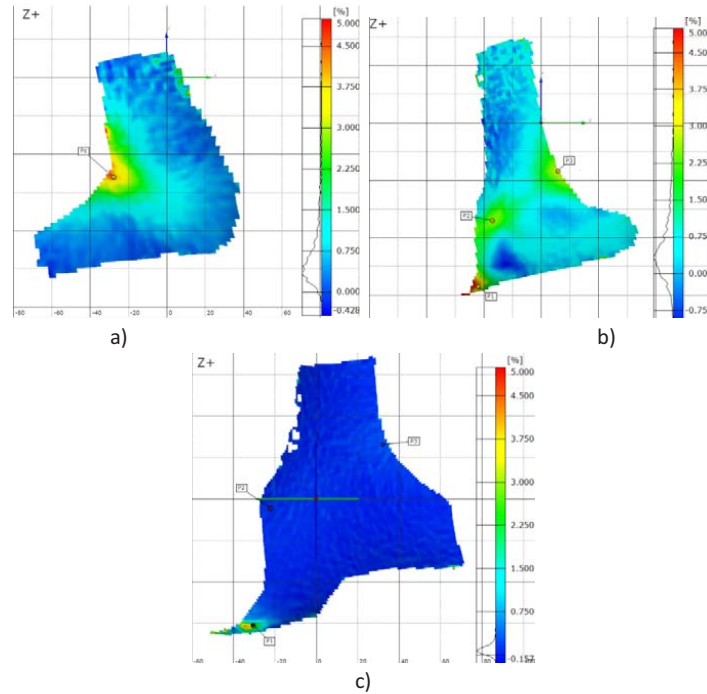


Figura 2. Desempeño del SP bajo cargas reales transmitidas por el paciente. Los mapas de color muestran la distribución de la deformación en porcentaje. a) Férula 1 muestra un solo punto crítico asociado al vértice que se forma por la geometría del SP, b) Férula 2 muestra una región donde se concentra la deformación descrita por tres puntos críticos formando un arco y c) Férula 3 muestra la localización de un punto crítico, en comparación de la Férula 2.

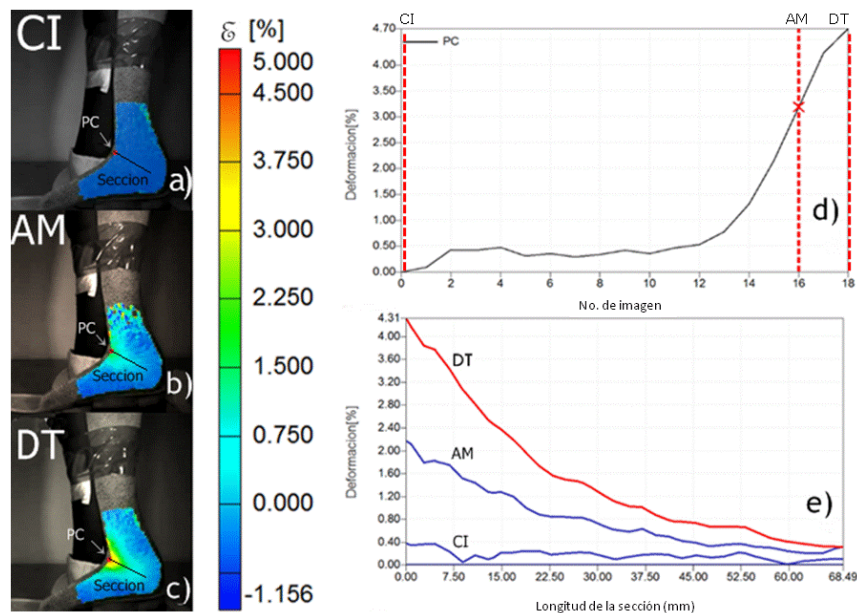


Figura 3. Análisis de deformaciones de la F1, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, Subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación vs. avance de apoyo en zona crítica localizada, e) Análisis de una sección lineal sobre el sistema protésico mostrando el nivel de deformación para el punto crítico en las subfases CI, AM y DT.

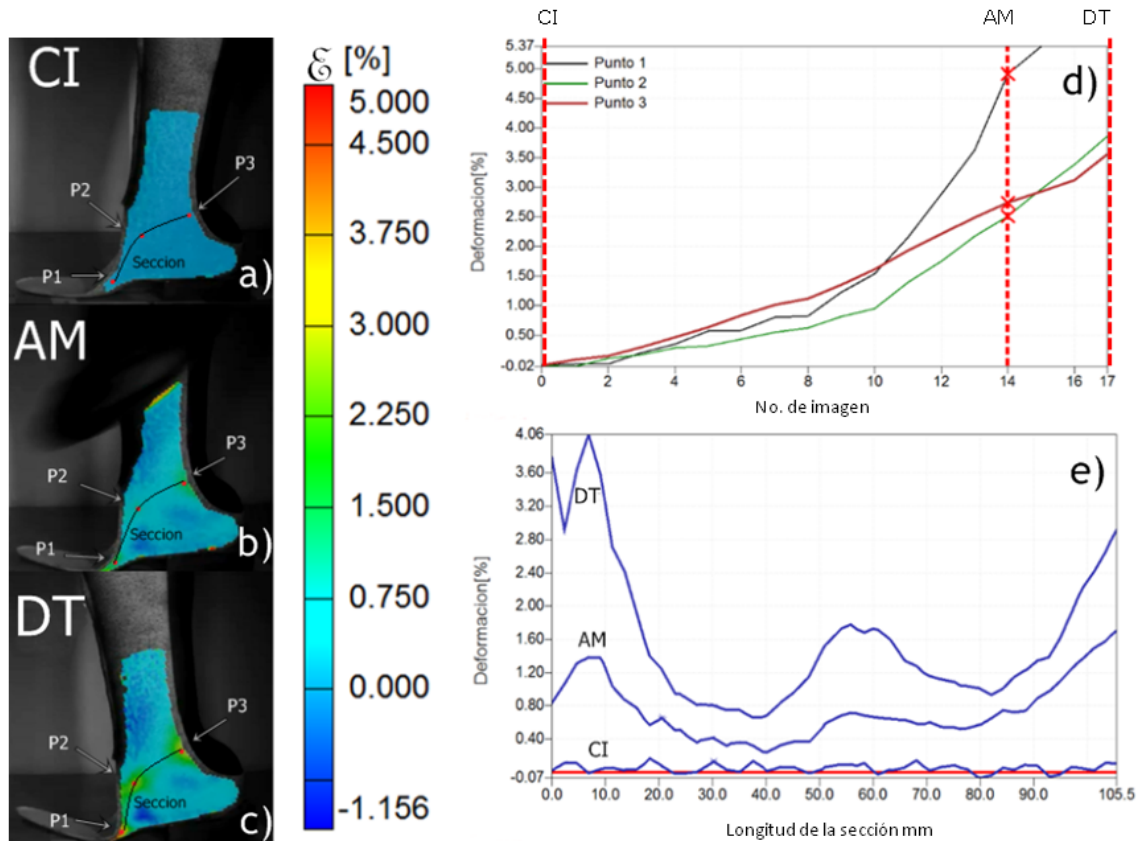


Figura 4. Análisis de deformaciones de la F2, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, Subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación vs. avance de apoyo, en las tres zona crítica localizadas, e) Análisis de una sección donde se concentra la deformación descrita por tres puntos críticos formando un arco sobre el sistema protésico en las subfases CI, AM y DT.

generada sobre el sistema protésico a partir del punto crítico, donde se localiza la concentración de deformación. Esta gráfica presenta el análisis de la sección vs. deformación para subfases CI, AM, DT, se observa como aumenta la deformación al pasar la carga aplicada por el paciente de la parte posterior a la parte anterior de la férula. Se eligió esta sección ya que es la zona más propensa a la fractura de acuerdo a los resultados gráficos de la deformación mostrados en la Figura 2a. El porcentaje de deformación más alto se localizó en la subfase de despegue de talón (DT) y es de aproximadamente 4.31%.

Los resultados del análisis de la Férula 2, se muestran en la Figura 4. Al igual que para la férula anterior se seleccionaron las subfases CI, (fig. 4a), AM (fig. 4b) y DT (fig. 4c) para

realizar el análisis. En este análisis la subfase AM se localizó en la imagen 14, y DT en la imagen 17 de la secuencia adquirida.

En la Figura 4d se observa la gráfica de los puntos críticos localizados (P1, P2, P3) y su porcentaje de deformación vs. el estado de la marcha. Se observa que el punto crítico P1 tiene un porcentaje de deformación, para la subfase AM, de aproximadamente 5%, mientras que P2 y P3 presentan alrededor de 2.5%. El valor máximo para P1 se presenta en la subfase DT con 5.37%, mientras que para P2 y P3 el valor máximo es de 3.40 y 3.50% respectivamente, también correspondientes a la fase DT.

En la Figura 4e se puede ver que los tres puntos críticos están localizados en una sección en forma de arco sobre el sistema protésico.

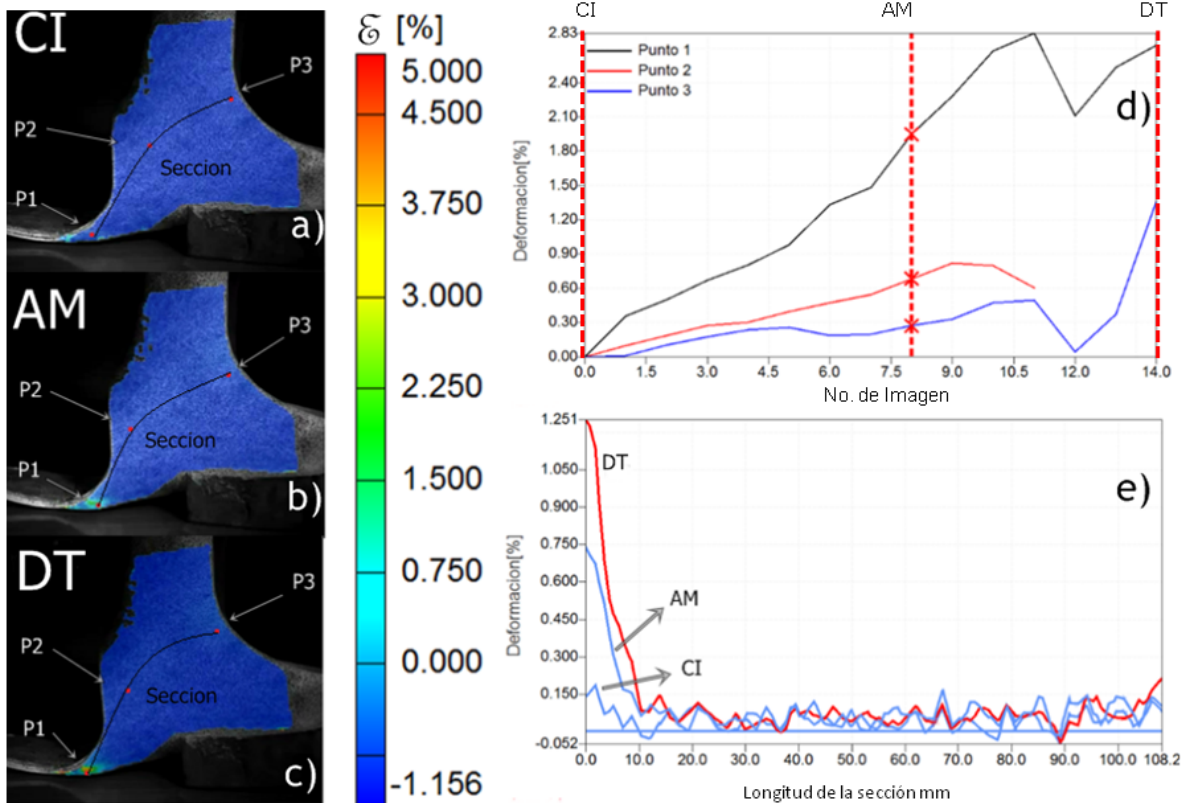


Figura 5. Análisis de deformaciones de la F3, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, Subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, Subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación vs. avance de apoyo, en las tres zonas críticas localizadas para F2, e) Análisis de una sección en forma de arco donde se localizaron los puntos críticos en las subfases CI, AM y DT de F2.

En la Figura 4e se muestra el análisis de esta sección, en donde se midió la deformación durante tres etapas de la fase de apoyo en la marcha. Se eligió esta sección ya que es la zona más propensa a la fractura según los resultados gráficos de la deformación (Figura 2b). El porcentaje de deformación más alto es en la fase de DT y es de aproximadamente 4.06%.

Para la Férula 3, la subfase CI (Figura 5a) se localizó en la imagen 0, la subfase AM (figura 5b) correspondió a la imagen 8 y la subfase DT (figura 5c) se localizó en la imagen 14. En la Figura 5d, se observa el análisis de los puntos críticos P1, P2, P3 para la férula F3, estos puntos se ubicaron en las mismas coordenadas que los puntos de F2 para poder hacer la comparación de deformación. Se observa que para P1 de F3, el valor máximo de deformación se localizó

en la subfase DT, con 2.83% de deformación. Mientras que para P2 y P3 de F3 los valores de deformación máxima están alrededor de 0.50% y 0.40% respectivamente, en la fase de AM, y de 0.80% y 1.40% en la fase de DT.

En la Figura 5e se presenta el análisis de la deformación vs. sección de interés, se observa el análisis de tres de las subfases CI, AM, DT. Se seleccionó la misma sección que en F2 para poder comparar las deformaciones ya con el material compuesto aplicado. El porcentaje de deformación más alto en la fase de DT fue de aproximadamente 1.251%.

DISCUSIÓN

La finalidad de este trabajo fue implementar una técnica para localizar las zonas de mayor

deformación durante un análisis dinámico en un sistema protésico. Con esto fue posible evaluar el sistema férula-muñón en condiciones de cargas reales. Para esta medición se utilizó el método de correlación de imágenes, para reconstruir las superficies de los sistemas protésicos y visualizar la concentración de la deformación durante la marcha del paciente.

Por medio de esta técnica se lograron localizar los principales puntos críticos en F1, F2 y F3. En la Figura 2a se observa el porcentaje de la deformación de F1 y observamos que el valor máximo alcanzado durante el despeque del talón es del 4%. El porcentaje de deformación ayuda a identificar los principales puntos críticos y a localizar la zona donde puede iniciar una fractura. Esto es: F1 se deforma en la zona junto a los maléolos, esto provoca que el calzado se abra y deforme, y en realidad no exista paso de la carga a la zona del antepié. En la Figura 2b observamos que F2 se deforma a lo largo de una sección más amplia en forma de arco donde se localizan los principales puntos críticos P1, P2 y P3, en estas zonas se puede iniciar la mejora del sistema y aplicar el refuerzo en las zonas críticas.

Al colocar un material compuesto como refuerzo en F2, disminuyó la deformación en los puntos críticos en la sección que estudiamos. Los valores de deformación de F3 con respecto a F2 disminuyen considerablemente, para la subfase DT en F2 su porcentaje máximo es de 4.06 mientras que para F3 el valor máximo en DT es de 1.251 disminuyendo alrededor del 31%. Mientras que para los puntos críticos en DT los valores están en: P1 de F2 es de 5.37%, y P1 de F3 es de 2.83% disminuyendo el 53%. Para los P2 y P3 de F2 el valor máximo que alcanzó durante DT fueron de 3.50 y 3.40% respectivamente, y para los P2 y P3 de F3 los valores están en 0.35 y 0.30% respectivamente por lo que los valores de deformación disminuyeron aproximadamente 99%.

En este trabajo fue posible observar las deformaciones que se localizaron en un análisis dinámico, es decir, aplicando cargas y posturas verdaderas del paciente al caminar. En la actualidad no existen resultados similares reportados en la literatura. Los trabajos reportados previamente muestran mediciones

que se realizaron con fuerzas puntuales y simulaciones de cargas [10-15]. En comparación con la literatura, los resultados de este trabajo presentan deformaciones reales con carga y posturas habituales del paciente, además de que las pruebas se realizan directamente con la prótesis que el paciente utiliza para uso diario.

En la literatura se encuentran reportados varios análisis de los materiales compuestos empleados como refuerzos en la práctica protésica [20,21]; sin embargo, esta información sólo sirve como una aproximación a la respuesta que tendrá el material al ser aplicado sobre una prótesis debido a que no se conocen los esfuerzos reales a los que será sometido. En este trabajo se demuestra que es posible medir el porcentaje de deformación en diferentes materiales. Los puntos críticos localizados, evidencian las zonas de mayor deformación, en estas zonas puede suceder desgaste del material e incluso se puede predecir en donde se va a fracturar la pieza.

Las principales consideraciones para lograr los resultados obtenidos con la metodología presentada en este trabajo son, en primer lugar, la colocación del equipo con respecto a la pieza y el ángulo de inclinación de las cámaras, pues únicamente es posible medir deformación en las superficies perpendiculares al sensor. Además, es necesario montar el equipo en un cuarto con iluminación controlada, pues este factor determina la repetitividad de la medición. Finalmente, en la preparación de la muestra es deseable utilizar pinturas de acabado mate, para evitar que la luz se refleje sobre la muestra.

Una posible desventaja que presenta esta técnica es que la información se obtiene únicamente de la superficie perpendicular al sensor, por lo que en cada prueba sólo puede medirse un lado de la prótesis. Para obtener la deformación de todo el sistema es necesario realizar varias pruebas, con el fin de formar todas las caras de la prótesis y así ubicar las deformaciones en todo el sistema.

Una ventaja de esta metodología es que las pruebas se realizan con el sistema protésico del paciente, ya que la prótesis que se evaluó es el dispositivo que utiliza diariamente. Otro punto importante es que además de aplicar cargas reales y de ser un análisis dinámico, esta

prueba no es invasiva, es decir se realiza sin entrar en contacto con el paciente, haciéndola relativamente cómoda.

A partir de los resultados mostrados en este trabajo es posible comenzar a utilizar esta técnica para realizar estudios en diferentes tipos de prótesis, en análisis dinámicos, para así conocer un poco más acerca de la funcionalidad de los sistemas protésicos. El trabajo a futuro permitirá aplicar esta técnica a la evaluación de nuevos sistemas protésicos para pacientes con diferentes niveles de amputación parcial de pie y así medir los esfuerzos y deformación de manera cuantitativa.

CONCLUSIONES

Posterior a una amputación de miembro inferior el paciente experimenta desequilibrio en los grupos musculares de la pierna y cambios adaptativos en la postura, lo que da lugar a dolor y tensión en articulaciones y músculos. Para tratar de dar soporte y aumentar la movilidad del paciente se prescriben sistemas protésicos con la intención de proporcionar confort y protección de la piel, presentar una apariencia similar al miembro sano, disminuir el gasto energético y distribuir la presión hacia áreas con capacidad de carga. Los factores que determinan que un sistema protésico sea adecuado y funcional para un paciente, dependen de las características fisiológicas del paciente, de los procesos de manufactura utilizados y de las características mecánicas de la prótesis.

La evaluación de características mecánicas en modelos físicos es una necesidad que ha estado presente para el diseño de nuevos sistemas protésicos que soporten las demandas de los pacientes. Uno de los requerimientos de la evaluación de los sistemas protésicos es la de medir la respuesta a cargas aplicadas en condiciones reales tanto en magnitud, dirección y sitio de aplicación, durante distintas situaciones como marcha en plano, marcha en terreno irregular y actividades laborales o recreativas.

La metodología aplicada en este trabajo permitió evaluar la deformación real de un sistema protésico en uso; además ayudó a localizar los principales puntos críticos donde se

concentra la deformación en el sistema protésico durante la marcha del paciente en donde se involucran cargas y posturas de un usuario a lo largo de este gesto motor. Una de las principales ventajas que ofrece esta metodología es que se trata de una prueba no destructiva de mínimo contacto, por lo que será posible medir una variedad de sistemas protésicos en distintas condiciones de uso.

Lo importante del trabajo, es que esta técnica se podrá comenzar a implementar en distintos sistemas protésicos, y para evaluar la respuesta de diferentes tipos de materiales. Esta información será de gran utilidad para conocer las características mecánicas de nuevos diseños de prótesis y la respuesta de distintos sistemas a las demandas que realiza el paciente dependiendo de sus características fisiológicas.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realizó con apoyo del Fondo Sectorial de Salud de CONACYT, número 141036. Los autores agradecen a la Lic. en OP. Gabriela Soto por la asesoría en la fabricación de los sistemas protésicos utilizados.

REFERENCIAS

1. Gutiérrez JP, Rivera-Dommarco J, Shamah-Levy T, Villalpando-Hernández S, Franco A, Cuevas-Nasu L, et al. "Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012. Resultados Nacionales". Instituto Nacional de Salud Pública, 2012.
2. 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 biomechanic", *Informa Healthcare*, 2009; 4(2):229-243.
3. NORMA Oficial Mexicana NOM-015-SSA2-2010, Para la prevención, tratamiento y control de la diabetes mellitus.
4. Real JT, González R. "Valoración clínica del riesgo de lesión en el pie diabético".

- Seminario de diabetes. *Av Diabetol*, 2006; 22:32-38.
5. Estándar Internacional ISO 10328:2007, Structural testing of lower limb prostheses- Requirements and test methods.
 6. Richardson VS, Vozzola EJ. "Analysis of a lower limb prosthesis". Faculty of Worcester Polytechnic Institute; April 2008. Project: ME-HXA-0701.
 7. 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.
 8. 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.
 9. 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.
 10. Olivares AL, Broche L, Díaz C, Garlobo L, Sagaró R. "Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales". *Rev. Cubana Ortop. Traumatol*, 2011; 25(2):102-116.
 11. Zhang M, Mak AF, Roberts VC. "Finite element modeling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade". *Med. Eng. Phys*, 1998; 20(5): 360-373.
 12. Jia X, Zhang M, Lee WC. "A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees". *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005; 20(6):630-365.
 13. Cely M, Mendoza E, Arellana R. "Diseño y construcción de una prótesis para amputación transfemoral pediátrica con un sistema de desplazamiento vertical, validado por análisis por elementos finitos". *El Hombre y la Máquina*, 2011; (36): 69-76.
 14. Cely M, Díaz A. "Diseño y análisis por elementos finitos y tomografía computarizada de una prótesis transtibial". *Scientia et Technica*, 2007; XIII(36):743-479.
 15. Commuri S, Day J, Dionne CP, Ertl W. "Assessment of pressures within the prosthetic socket of a person with osteomyoplastic amputation during varied walking tasks", *JPO*, 2010; 22(2):127-137.
 16. Zachariah SG, Sanders JE. "Standing interface stresses as a predictor of walking interface stresses in the trans-tibial prosthesis". *Prosthet. Orthot. Int*, 2001; 25(1): 35-40.
 17. Anaya RT. *Cuidado Ortésico del Pie Diabético*. Sociedad Mexicana de Ortesistas y Protésistas A.C. (Mexico), 2008.
 18. Baumgarner R, Stinus H. *Tratamiento ortésico- protésico del pie*. Manson S.A. (España), 1997.
 19. Peter WH, Ranson WF. "Digital imaging techniques in experimental stress analysis". *Opt. Eng*, 1982;21(3): 427-431
 20. Phillips SL, Craelius W. "Material Properties of Selected Prosthetic Laminates". *JPO*, 2005; 17(1):27-32.
 21. González-Chi P, Ramos-Torres W. "Preparación y caracterización de materiales compuestos termoplásticos unidireccionales reforzados con fibras de ingeniería". *Revista Mexicana de Ingeniería Química*, 2007; 6(1):51-58.

