



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

“ANÁLISIS DINÁMICO A UN SISTEMA PROTÉSICO DE MIEMBRO
INFERIOR Y CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL MATERIAL
EMPLEADO COMO REFUERZO.”

T E S I S

PARA OBTENER EL GRADO DE
INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:



Andrés Hernández Castillo

Director de Tesis: Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo

MÉXICO, D.F.,

2013.

JURADO ASIGNADO

Presidente	Dra. Margarita Navarrete Montesinos
Vocal	Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo
Secretario	Ing. Raúl Escalante Rosas
1er suplente	M.I. Rogelio D. Gutiérrez Carrillo
2do suplente	M.I. Nelly Medina Molotla

Lugar donde se llevó acabo la tesis

Instituto Nacional de Rehabilitación, Calz. México Xochimilco No.289 Col. Arenal de
Guadalupe, C.P. 14389, México D.F.

Instituto de Investigaciones en Materiales, Circuito Exterior, Ciudad Universitaria,
Coyoacán, C.P. 04510, México, D. F.

Asesor



Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo

Sustentante



Andrés Hernández Castillo

A mis padres.

Rubén y Norma por su apoyo, cariño y comprensión y sobre todo por su gran esfuerzo a mi lado a lo largo de todos estos años.

A mi hermano Omar, gracias por tus consejos.

A mi mami nena que aunque ya no esté físicamente para mi eres una gran motivación por todo el cariño que me brindaste de toda la vida.

A toda mi familia.

Con cariño Andrés.

Reconocimientos.

Particularmente estoy en deuda con la D. en C. Michelin Álvarez Camacho que me guió a lo largo del camino con sus sugerencias, comentarios. Por brindarme todo el tiempo de calidad que me ayudo a poder realizar esta tesis.

Al Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo, director de esta tesis por el tiempo dedicado para la realización de la misma, por la confianza y apoyo a lo largo de este año.

Agradecimientos.

A CONACYT por la beca otorgada durante la realización de mi tesis.

Este proyecto se desarrolló con financiamiento del proyecto Conacyt Salud 2010/141036

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme una educación de calidad.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación. En especial al Dr. Luis Guillermo Ibarra por aceptarme en el hospital y brindarme la oportunidad de involucrarme en un proyecto del Instituto.

Al Laboratorio de Órtesis y Prótesis por el uso de las instalaciones. En especial al Ing. Gerardo Rodríguez Reyes e Ing. Carlos Galván Duque Gastelum.

A la Dra. Margarita Navarrete por su tiempo en la realización de las pruebas de fotoacústica.

A Gabriela Soto por sus enseñanzas de los procesos de fabricación de las prótesis. A los protesistas Pano y Ram que en algún momento me enseñaron algunas técnicas para modificar y realizar prótesis.

Al Instituto de Investigación de Materiales, por todo el acervo bibliográfico que me facilitó.

A mis compañeros y amigos Ignacio Morales, Eduardo Rivera, Vicente Matías, Christian Hernández, Gerardo Dela Cruz, Juan Carlos Martínez, Jair Hernández, Andrés Salgado, Edgar Alcántara, Ever Sánchez y Eduardo Galicia y a todos lo que no mencione pero compartieron este largo camino con su amistad, sus conocimientos y por todo lo que compartimos juntos GRACIAS.

RESUMEN

En el presente trabajo se utilizó la técnica de correlación de imágenes digitales (CID), para localizar los puntos de mayor esfuerzo/deformación durante la fase de apoyo medio, en un sistema protésico (SP) para un paciente con amputación parcial de pie. Esto se desarrolló primeramente en un sujeto de estudio sano para localizar la técnica adecuada. En la segunda parte se realizó una caracterización mecánica, por medio de la técnica de fotoacústica, a un material compuesto, fabricado a base de diferentes materiales; mismos que en la actualidad son empleados para reforzar las prótesis fabricadas en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

Para la localización de los puntos críticos, fue necesario realizar una metodología en donde fuera posible aplicar las bases de la técnica de CID, pero ahora sobre una geometría tan compleja como lo es un sistema protésico. Por lo que el análisis que se realizó básicamente consta de la preparación de la muestra, acomodo del equipo e iluminación. En el laboratorio de órtesis y prótesis del INR, se están empleando materiales compuestos como refuerzo a los sistemas protésicos que se fabrican, esto por sus características físicas ya que es ligero y resistente, por lo tanto en la segunda parte de este trabajo se realizó una muestra de 15x15cm, esto para conocer sus características mecánicas a través de una prueba no destructiva conocida como fotoacústica. Y así poder conocer el modulo elástico del material compuesto con el que se realizan los refuerzos en el INR.

Este trabajo se realizó, para optimizar los sistemas protesicos empleados en el INR, esta optimización consta de reducir el peso del sistema, reducir los costos, utilizar una menor cantidad de material y principalmente para prevenir significativamente el riesgo de una reamputación del mismo miembro.

OBJETIVO GENERAL.

Establecer una técnica de medición para el análisis funcional de un sistema protésico desarrollado en el Instituto Nacional de Rehabilitación, que permita evaluar la función de la prótesis durante pruebas dinámicas, utilizando la técnica de correlación de imágenes digitales.

OBJETIVOS PARTICULARES.

- Obtener la técnica adecuada para la preparación de la muestra, para realizar pruebas de correlación de imágenes.
- Localizar las condiciones ideales de la prueba.
- Encontrar los puntos críticos de concentración de esfuerzo/deformación en los sistemas protésicos sin refuerzo.
- Caracterizar al material de refuerzo aplicado al sistema protésico.
- Medir puntos críticos de concentración de esfuerzo con prótesis reforzada.

JUSTIFICACIÓN

Este proyecto nace de una necesidad real, la cual tiene su origen en el INR. Esta necesidad es la de optimizar los sistemas protésicos que se manufactura en el Instituto, las cuales se elaboran con ayuda de los protesistas y zapateros que cuentan con varios años de experiencia clínica.

Los sistemas protésicos que se fabrican en la actualidad son reforzados por criterio del protesista; su experiencia clínica les indica que deben reforzar todo el sistema protésico para que no falle. Es por eso que se realizará un análisis de concentración de esfuerzo/deformación, para evitar que las prótesis sean pesadas para el paciente, además de reducir el material que se utiliza como refuerzo y que el sistema protésico no sea tan costoso. El problema que existe es que los diseños que se fabrican no cuentan con ningún tipo de análisis, y esto hace que se desconozca las características y el funcionamiento.

Lo que se propone en este trabajo es optimizar un sistema protésico a través de la localización de los principales puntos de concentración de esfuerzo/deformación, para poder aplicar un refuerzo en las zonas de mayor riesgo.

Con esto los protesistas y zapateros tendrán conocimiento de los principales puntos que se deforman y así pueden combinar su experiencia clínica con la información recabada de este trabajo y lograr un sistema protésico óptimo.

Estado del arte.

En la década de los 80, se publicó el resultado de una investigación sobre deformaciones de un objeto utilizando imágenes digitales [1]. Para ello, compararon pequeñas regiones en una imagen digital de una muestra antes y después de ser aplicada la carga obteniendo una medición de campo completo de los desplazamientos producidos [1]. Posteriormente, este método fue mejorado incluyendo el algoritmo numérico optimizado mediante el método de Newton- Raphson [2], dando lugar al desarrollo de la técnica Correlación Digital de Imágenes (CID). Con la correlación de imágenes digitales se analizan campos completos de deformación en geometrías complejas, también se realizan análisis dinámicos en dos y tres dimensiones.

En la literatura existen diversos estudios analíticos, en donde se hace una revisión de 10 años a pruebas de banco y pruebas físicas [3]. En cuanto a pruebas físicas se refiere, se han realizado análisis acerca de la rigidez en ciertos tipos de prótesis y, con ayuda de diferentes máquinas y tipos de pruebas [4,5]. Además de que se han realizaron pruebas a diferentes sockets [6] para prótesis diferentes. La conclusión en que coinciden los autores es que todas las pruebas que se realizaron, son bajo simplificaciones de cargas, diseños conceptuales con geometrías modificadas y con materiales supuestos; es decir, no con el material con el que se realiza el sistema protésico y mucho menos bajo condiciones de cargas reales.

Por lo tanto este trabajo presenta la técnica para realizar un análisis funcional a los sistemas protésicos que se utilizan típicamente en el Instituto Nacional de Rehabilitación. La prueba se realizó durante el análisis dinámico de la marcha y así se conoce la deformación máxima en los sistemas protésico. El software [7] que se utilizó es capaz de reconstruir las imágenes en 3D para su análisis.

Esta tesis se divide en cuatro capítulos, en el capítulo uno se hablará de lo que es una amputación, niveles de las amputaciones, características generales de los sistemas protésicos, el proceso de fabricación y el diseño de los sistemas empleados en este trabajo.

El capítulo dos se divide en dos secciones principales; en la primera se explica toda la metodología empleada para las pruebas de correlación de imágenes, el equipo utilizado, los fundamentos de la técnica, la descripción de la prueba y las condiciones ideales para realizar las pruebas.

En la segunda parte se presenta, la descripción de los materiales compuestos utilizados en la fabricación de prótesis, sus características, acomodo y la manufactura del compuesto empleado como refuerzo.

En el capítulo tres se habla de las consideraciones éticas necesarias para realizar pruebas en pacientes amputados y los resultados de todas las pruebas. Además de los resultados de fotoacústica, descripción de la prueba, equipo utilizado, también se muestra el análisis de los sistemas protésicos empleados con el paciente.

Finalmente en el capítulo cuatro se analizan los resultados de las pruebas realizadas, caracterización del material, principales puntos críticos, las conclusiones del trabajo y el trabajo a futuro.

Índice General.

1. Introducción.

1.1. Amputación	1
1.1.1. Principales Causas de las amputaciones	1
1.1.2. Tipos de Amputaciones	2
1.2. Niveles de Amputación parcial de pie	3
1.3. Características generales de los Sistemas Protésicos	4
1.4. Proceso general de fabricación de Prótesis	5
1.5. Diseño y fabricación de un Sistema Protésico	10

2. Metodología y Técnica Experimental.

2.1. Técnica de correlación de imágenes digitales en prótesis	11
2.1.1. Fabricación del Sistema Protésico y diseño de los experimentos	11
2.1.2. Software	12
2.1.3. Correlación de imágenes digitales	12
2.1.4. Fundamentos de la técnica	13
2.1.5. Descripción de la prueba	15
2.1.6. Pruebas con sujeto de estudio sano	17
2.1.7. Condiciones ideales para la prueba	36
2.2. Materiales compuestos aplicados a prótesis	37
2.2.1. Materiales compuestos empleados como refuerzos	37
2.2.2. Material compuesto	38
2.2.3. Características	38
2.2.4. Acomodo y distribución	39
2.2.5. Características de los principales materiales utilizados en los Sistemas Protésicos	40
2.2.6. Manufactura del compuesto utilizado como refuerzo	44

3. Caracterización mecánica del material compuesto y localización de puntos críticos en prótesis acopladas con pacientes.

3.1. Principios básicos de fotoacústica.	49
3.1.1. Descripción de la prueba	49
3.1.2. Cálculos	52
3.1.3. Análisis de fotoacústica	58

3.2. Consentimiento informado para pruebas con pacientes	67
3.3. Pruebas de los sistemas protésicos fabricados con polipropileno	67
3.3.1. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico corte anterior	72
3.3.2. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico corte posterior	74
3.4. Prueba del sistema protésico corte posterior reforzado	76
3.4.1. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico corte posterior reforzado	79

4. Discusión de Resultados y Conclusiones

4.1. Resultados.	81
4.1.1. Análisis de resultados de fotoacústica	81
4.1.2. Análisis de CID a sistemas protésicos fabricados de polipropileno	82
4.1.3. Análisis de puntos críticos en ambos sistemas protésicos.	85
4.1.4. Análisis de puntos críticos en sistema protésico de corte posterior reforzado	88
4.2. Conclusiones	90
4.3. Trabajo a futuro	91

Bibliografía

Capítulo 1.

Introducción

1.1. Amputación

La amputación es un procedimiento quirúrgico que comprende la extirpación de una extremidad o miembro como brazo o pierna, o parte de un miembro, como un dedo del pie, de la mano, un pie o una mano; en general como consecuencia de una lesión, enfermedad, infección o cirugía; para la extirpación de tumores de los huesos y músculos [8].

1.1.1. Principales causas de las amputaciones.

Las razones principales para realizar una amputación de una extremidad inferior son [9]:

- Traumatismo severo en la extremidad causado por un accidente.
- Flujo sanguíneo deficiente a la extremidad.
- Infecciones que no desaparecen, que empeoran y no pueden controlarse o curarse.
- Tumores de la extremidad inferior.
- Quemaduras graves o quemadura por frío severa.
- Heridas que no sanan.
- Complicaciones con diabetes mellitus.

Las personas con diabetes son más susceptibles de sufrir problemas en los pies, a menudo debido a dos complicaciones de esta enfermedad: daño en los nervios (neuropatía) y mala circulación [10]. Para una persona con diabetes estas complicaciones pueden ser una combinación mortal. Cuando una persona con diabetes tiene neuropatía, con frecuencia no se da cuenta de que sus zapatos están presionando y produciendo callos, cortaduras o ampollas. Estas lesiones menores en los pies pueden desarrollarse hasta convertirse en úlceras, que son rupturas o agujeros en la piel. Si, además, hay mala circulación, las úlceras pueden infectarse y no sanar adecuadamente. Esta es una complicación común, y así llevar a una úlcera crónica de pie, que constituye una de las principales causas de amputación. Se piensa en la amputación cuando el potencial de curación es bajo o si una infección grave se propaga, amenazando la vida del paciente [10].

Se estima que 14 de cada 100 personas en México padece diabetes mellitus, una de las complicaciones más importantes de este padecimiento es la amputación de pie o pierna [11].

1.1.2. Tipos de Amputaciones.

Se conocen los siguientes tipos de amputación para miembro inferior [12]:

- Amputación de dedos.
- *Amputación parcial de pie.*
- Desarticulación del tobillo (Syme, Pyrogoff).
- Amputación debajo de la rodilla (transtibial).
- Amputación en la rodilla (desarticulación de la rodilla).

- Amputación arriba de la rodilla (transfemoral).
- Rotación de Van-ness (Rotación del pie y reimplantación de forma que la articulación del tobillo se utiliza como rodilla).
- Desarticulación de la cadera.
- Amputación en la pelvis.

El trabajo de tesis se enfocará en la amputación parcial de pie a un nivel Chopart.

1.2. Niveles de amputación parcial de pie.

En el trabajo de tesis participó un paciente con amputación parcial de pie a nivel Chopart, este tipo de amputación se muestra en la figura 1.

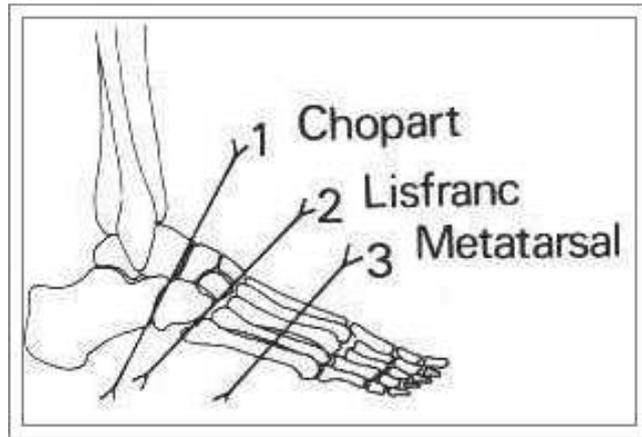


Figura 1. Niveles de amputación parcial de pie [12].

En una amputación parcial de pie a nivel Chopart se hace un corte a nivel de la articulación mediotarsiana, y se conserva el calcáneo y el astrágalo en su estructura [13] (fig. 2).



Figura 2. Imagen de una radiografía de amputación parcial de pie nivel Chopart [13].

Los pacientes sometidos a una amputación tienen un alto riesgo de reamputación ya sea del mismo miembro o del otro [14]. Del 9 al 20 por ciento de las personas que han sufrido una amputación, sufren otra en los siguientes 12 meses [15].

Las dos principales razones para evitar la reamputación a un nivel Chopart en los pacientes son:

- La amputación parcial de pie a un nivel Chopart, brinda el soporte necesario para poder ponerse de pie cuando se baña, sin tener que colocarse el sistema protésico.
- Además de poder ir al baño sin tener que ponerse la prótesis por la noche.

1.3. Características generales de los sistemas protésicos.

Un sistema protésico es aquel equipo que sirve como sustituto o incluso devuelve la funcionalidad del extremo removido. Existen varios sistemas protésicos entre los más comunes que existen tenemos:

Prótesis.- Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones. El principal objetivo de una prótesis es sustituir una parte del cuerpo que haya sido perdida por una amputación, accidente o razones congénitas.

Órtesis.- Según definición de la ISO (Organización Internacional de Normalización) [16], es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

Los sistemas protésicos deben cumplir con las siguientes características [17]:

- Estéticos
- Cómodos
- Funcionales

Para la primera característica, el factor estético, ya se tiene el parámetro necesario para corroborarlo, pues al terminar la fabricación del sistema se obtiene una prótesis con una buena presentación, es decir, color del sistema similar a de la piel y acabados exteriores muy detallados.

Ahora bien para evaluar comodidad, se le coloca la prótesis al paciente y se le pregunta ¿cómo siente su sistema protésico?, o si siente alguna molestia o incomodidad. Esta es la manera de conocer si la prótesis resulta cómoda o no.

Pero para el caso de la funcionalidad, aun no se desarrolla alguna técnica adecuada para evaluar diferentes características. En la literatura se han realizado análisis sobre diferentes tipos de prótesis [4, 6, 7], pero ninguna de ellas evalúa la funcionalidad con el sistema protésico sobre el paciente, además de que no se ha realizado un análisis funcional de los materiales complejos con los que se refuerzan.

1.4. Proceso general de fabricación de prótesis.

La fabricación de un sistema protésico es un proceso en donde se involucran diferentes tipos de manufactura, que abarcan desarrollos artesanales; hasta piezas prefabricadas. Es por ello que manufactura se tiene que realizar con la mejor calidad, para cumplir con necesidades requeridas del paciente.

El proceso de fabricación de las prótesis sigue los mismos pasos básicos; si se revisa la literatura para la fabricación de prótesis, por ejemplo Rene Baumgarner en [18], habla acerca de la fabricación de una prótesis de silicona de Botta para amputación de ante pie. La fabricación de este tipo de prótesis es la siguiente: Se obtiene el negativo del molde de yeso en bipedestación. Antes del vaciado del yeso, se coloca en la suela un trozo de plastazote para utilizar como plantilla; subsecuentemente se modifica el yeso y se plastifica. Al final la prótesis de Botta resulta muy cómoda y estética.

Kondylen Bettung Munter de nacionalidad alemana [19], diseñó una prótesis para mejorar la estabilidad lateral de la rodilla. Su fabricación consta de: toma de molde con venda de yeso, ajustes en los ángulos para alinear, y un conformado del molde para finalmente realizar una laminación.

El autor Hartmut Stinus fabricó una prótesis para muñón de retro pie [20]. Su técnica para obtener la prótesis consta de la obtención de un molde negativo en bipedestación. Lo anterior consiste en la toma de molde con vendas de yeso, realizar un vaciado, pulir, modificar el molde y plastificar el molde; finalmente, cubrir la prótesis con un refuerzo de materiales compuestos, los cuales pueden variar según el lugar de fabricación.

Finalmente, se localizó un proceso de fabricación reportado por la Sociedad Mexicana de Ortesistas y Protésistas [21]. Esta técnica no varía en nada respecto a la anterior lo único diferente son los materiales empleados en la fabricación de la prótesis.

La fabricación de una prótesis tiene un proceso de manufactura definido, el cual varía según la técnica que se haya aprendido o las mejoras que el protesista pueda hacerle de acuerdo con su experiencia clínica. El otro aspecto que también cambia es el material de refuerzo que se le aplique. En algunos lugares ya cuentan con muchos años aplicando ciertos materiales que según su experiencia resultan adecuados para ello. Sin embargo, no se ha realizado un análisis mecánico a los materiales utilizados en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

En base con la revisión bibliográfica se describe la técnica de fabricación de las prótesis. El método que se utiliza en el Instituto Nacional de Rehabilitación es el siguiente:

- Toma de molde.
- Vaciado y modificación de la pieza
- Plastificado.

TOMA DE MOLDE.

Para iniciar con la toma de molde, primero se obtiene un molde en bipedestación del miembro que se desea realizar la prótesis, esto es con vendas de yeso. Se marcan las líneas por donde se va a realizar el corte para retirar el molde (fig. 3). Y se retira el molde.



Figura 3. Colocación de la venda de yeso para obtener el molde del pie y marcas de referencia por donde se realiza el corte.

VACIADO Y MODIFICACIÓN DE LA PIEZA.

En cuanto se retira el molde del miembro del paciente, se sella para realizar un vaciado en él. Ya sellado el molde, se introduce dentro de un recipiente con arena, para evitar que el yeso se expanda demasiado y no pierda las dimensiones originales del muñón. Se le agrega un poco de talco que servirá como desmoldante. A continuación se prepara una mezcla de 50% de yeso con 50% de agua en porcentaje en peso. Realizada esta mezcla se espera unos minutos a que inicie a fraguar el yeso y justo antes de que el yeso este completamente fraguando se vierte la mezcla dentro del molde.

Enseguida se introduce un tubo o varilla al interior del molde, que va a servir como sujeción más adelante para el contramolde. El tubo se introduce hasta topar con el piso del molde y después de que tope se alza unos 5 cm para que la varilla no se marque al fondo del contamolde y no sea un factor que influya en las características originales del muñón. Se espera hasta que el yeso este totalmente fraguado esto es en aproximadamente 1 día.

Una vez que el yeso está completamente seco se tiene que retirar la venda con ayuda de una navaja (fig. 4).



Figura 4. Corte de la venda de yeso, para obtener el contra molde.

Ya retirado las vendas de yeso se pule el contramolde, para el siguiente paso; el plastificado. Entonces con un surfon se retiran los excesos de yeso. En este paso también se tienen que rellenar los huecos que quedaron por un mal vaciado o por rebajar demasiado la pieza. Esto se hace con una pequeña mezcla de agua y yeso y se va agregando poco a poco hasta cubrir por completo los huecos del contramolde. Después de retirar los excesos de material con el surfon y de rellenar los orificios, se pule con una delgada malla, humedeciéndola un poco. La textura debe de ser suave simulando una tela lisa (fig. 5).



Figura 5. Imagen del contramolde modificado y listo para plastificado. a) Modificación del molde para plastificar, b) Molde pulido y listo para plastificarse.

PLASTIFICADO.

Se corta un rectángulo de polipropileno (PP) con las medidas del contramolde. Se mete al horno la placa del PP a la temperatura que indica el manual del material que es de 190°C, figura. 6. Y se deja el tiempo indicado en tablas aproximadamente 20 minutos.



Figura 6. Temperatura del horno para plastificar con PP.

Se monta la férula en un tubo de succión, se coloca en un banco de mesa, se cubre con una media, esto es para que la succión pase por toda la pieza. Transcurridos los 20 min se saca el PP del horno. El PP está listo cuando este cambia de color, de un tono blanco a un tono transparente (fig. 7).

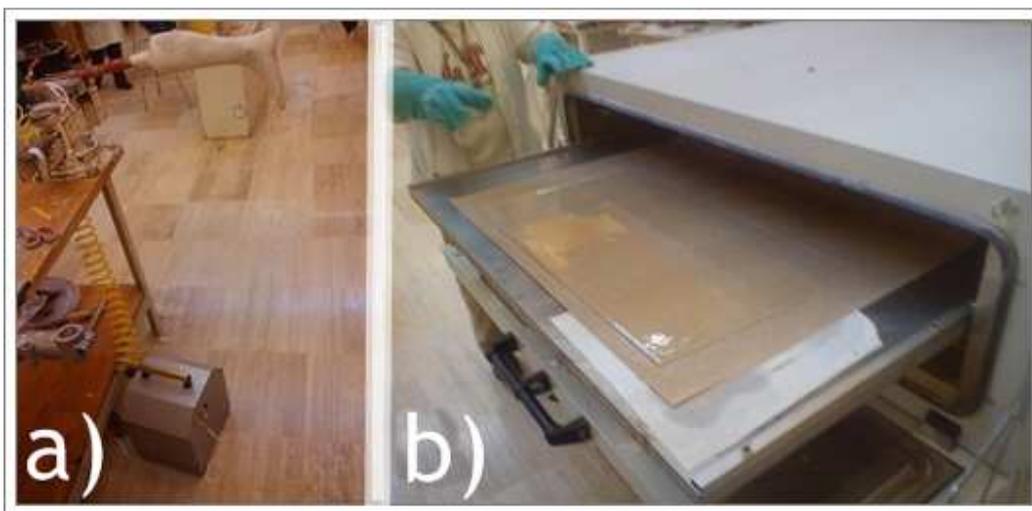


Figura 7. Montaje del molde y horno con PP. a) Acomodo de la prótesis en el banco de mesa con succión, b) PP listo para sacar del horno.

Se coloca el PP sobre la férula y se va sellando en la parte inferior del molde con las palmas de las manos, esto se hace sin jalar el material para que no adelgace el PP. Después de asegurarse que está completamente sellado, con las tijeras se corta el excedente (fig. 8). Y se espera a que se enfríe completamente, el tiempo para enfriar es de 1 día. Se marcan las líneas por donde van a ir los cortes y con ayuda de una sierra se corta el PP.



Figura 8. Colocación del PP sobre el molde y retiro del material excedente.

Los cortes que se realizan depende del sistema protésico que se requiera, en el INR existen dos diferentes tipos de cortes, el primer corte es el que utiliza el zapatero, es un corte que abarca toda la región anterior de la tibia y de los metatarsos. Este corte permite introducir el pie por la parte anterior y las sujeciones se realizan por medio de cintas de contactel, permitiendo así con este corte que la movilidad de los maléolos y el calcáneo sean mínimas para brindar mayor seguridad. El segundo corte es el que realizan los protesistas del Instituto, este corte se realiza por la parte posterior de la pantorrilla y por detrás de los maleolos, además de abrir la región anterior de los metatarsos, la función es brindar un mayor confort y seguridad al momento de iniciar su marcha (fig. 9).

Después de seleccionar el corte se rompe el yeso para obtener el plástico ya con la forma deseada. Y finalmente con ayuda de la fresa se rebaja todas las rebabas y se pulen las orillas quedando ya la férula en PP, obteniendo así la prótesis (fig. 9).

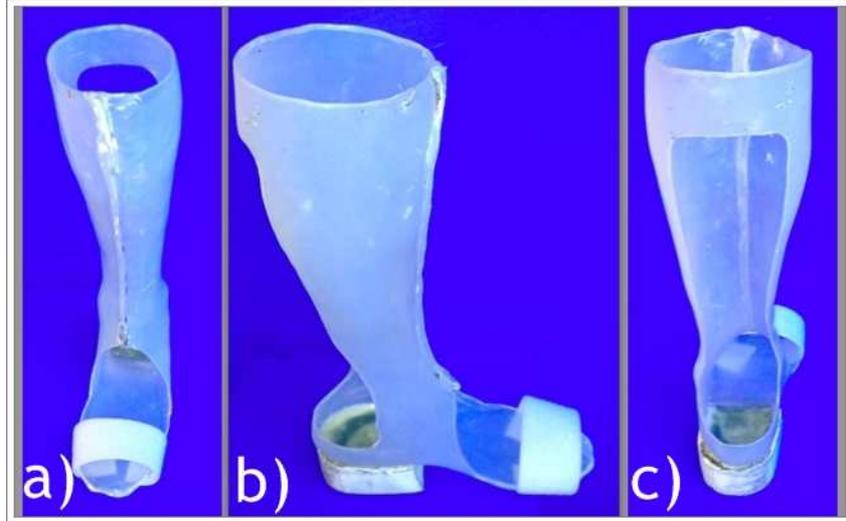


Figura 9. Acabado final del sistema protésico corte posterior. Los cortes se realizaron con los criterios de los protesistas del INR. a) Vista frontal, b) Vista medial y c) Vista posterior.

1.5. Diseño y selección del sistema protésico.

Para el trabajo de tesis se emplearon diferentes diseños de sistemas protésicos, uno de ellos es el diseño empleado por los protesistas del laboratorio de Órtesis y Prótesis del INR, este diseño tiene un corte en la parte anterior y sujeciones en la región de la tibia y los metatarsos. El segundo diseño se realizó a partir de un proyecto del Conacyt-salud con número 70981 [22]. Este diseño tiene un corte en la parte posterior de la pantorrilla y apertura en la zona anterior de los metatarsos.

Con los diseños que se utilizaron en este proyecto se realizaron dos análisis funcionales a los sistemas protésicos. El primero fue el análisis de concentración de esfuerzo/deformación con ayuda de la técnica de correlación de imágenes, para así aplicar el refuerzo utilizado en el INR sólo en las zonas que lo requiera. Y el segundo fue la caracterización mecánica del material compuesto utilizado en las prótesis para comenzar a tener una biblioteca de características mecánicas de los materiales compuestos empleados en el hospital.

Capítulo 2.

Metodología y técnicas experimentales.

2.1. Técnica de correlación de imágenes digitales en prótesis.

En la actualidad, este tipo de aplicaciones son muy escasas como se mencionó en la literatura. La mayoría de las técnicas que se realizan hoy en día son con geometrías planas, análisis estáticos y suponen cargas. En los últimos años se ha explorado este tipo de técnicas en aplicaciones médicas, debido a esto es que se planteó la técnica para realizar nuestras propias mediciones en algunos sistemas protésicos.

2.1.1. Fabricación del sistema protésico y diseño de los experimentos.

A un voluntario sano de 63kg de peso y 1.63m de altura, se le realizó un molde de yeso su miembro inferior izquierdo. Se vaciaron dos moldes y se plastificaron los sistemas protésicos en polipropileno comercial de 3/16". También, se les colocó un tacón de etileno vinil acetato (EVA) con altura de 3.2cm para simular que la férula se encuentra alojada dentro de un calzado.

Se seleccionaron los dos modelos de sistemas protésicos a partir de las técnicas utilizadas en el INR. El primero se le realizó un corte en la parte anterior y sujeción en la región posterior del tobillo (F1), y segundo se le realizó un corte posterior con sujeción en la zona anterior del tobillo (F2). A ambas férulas se les colocó sujeción en la región de la tibia y en la zona de los maléolos (fig. 10).

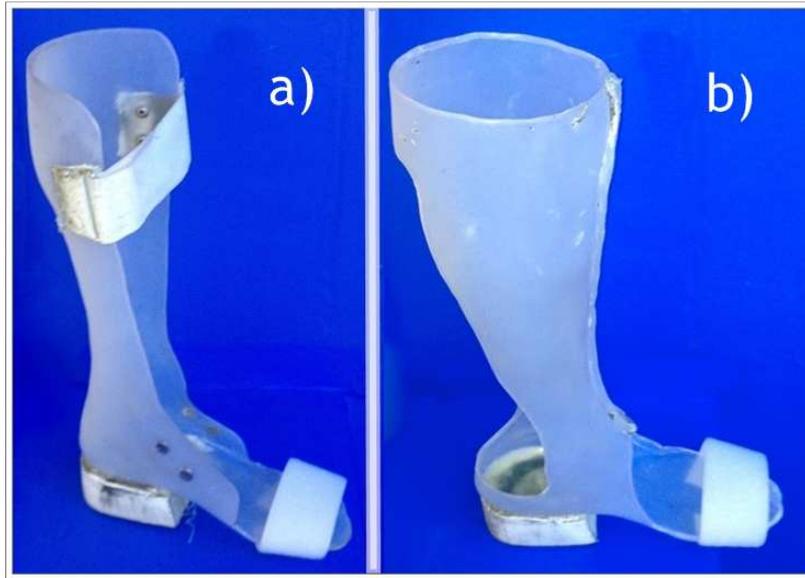


Figura 10. Modelos de los sistemas protésicos (F1 y F2) de un voluntario sano. a) Vista lateral de F1, b) Vista lateral de F2.

2.1.2. Software.

Para la primera parte de este trabajo se utilizó un equipo de correlación de imágenes digitales (CID 3D), capaz de adquirir una serie de imágenes para reconstruir una vista en 3D y visualizar la deformación real de la pieza. El software se conoce con el nombre de Aramis [7]. Con este equipo se localizaron los puntos críticos de ambos sistemas protésicos hechos solo con Polipropileno (PP).

En la segunda parte del trabajo se reforzaron los puntos críticos con materiales compuestos y, luego se repitió la prueba con los mismos sistemas protésicos para observar la diferencia de esfuerzo/deformación en ambos sistemas.

2.1.3. Correlación de imágenes digitales.

CID es un método no invasivo, que por medio del análisis de imágenes digitales del objeto sometido a ensayo, permite obtener el campo completo de desplazamientos. Dependiendo si el desplazamiento se produce en el plano o fuera de él, la técnica de correlación de imágenes se utiliza en dos o en tres dimensiones. En este trabajo aplica el proceso que nos da las vistas en tres dimensiones.

2.1.4. Fundamentos de la técnica.

En la técnica de CID principalmente hay tres pasos:

Paso 1. Preparación de la muestra.

Para analizar mediante CID las imágenes de un ensayo se debe tener una distribución aleatoria de la intensidad en la escala de grises. Para ello, se aplican en forma aleatoria puntos negros sobre un fondo blanco de la probeta (fig. 11). El tamaño de los puntos negros sobre la superficie influye en la precisión de los resultados, por lo que se busca la relación óptima dependiendo del ensayo a realizar [23].

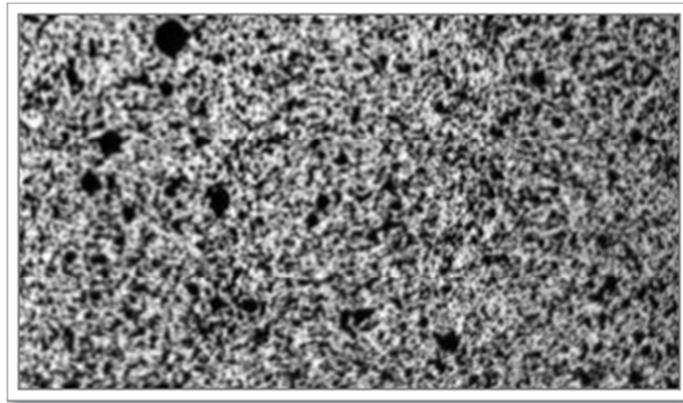


Figura 11. Patrón de la preparación para ser analizada mediante CID [1].

Paso 2. Pre procesado.

Una vez capturadas las imágenes durante la aplicación de la carga, se tiene una secuencia de imágenes desde el estado inicial (referencia) hasta el final o deformado. La técnica de correlación de imágenes calcula el movimiento en cada uno de los puntos de las imágenes, comparando la imagen en estudio con la imagen de referencia. Para el cálculo del movimiento, la imagen es dividida de forma uniforme en distintos conjuntos, generalmente cuadrados, llamados facetas. Cada faceta se procesa para calcular el valor medio de la escala de grises existente en cada una de ellas y se busca la misma faceta en la imagen deformada. Para el proceso de búsqueda en la imagen deformada se establece un área de análisis, sobre la que se hará la correlación, esta área se especifica con el número de píxeles en donde se superponen los centros de las facetas. Para un punto P de la imagen, una faceta cuadrada de dimensiones $(2M+1) \times (2M+1)$ de píxeles centrada en el punto $P=(x_0, y_0)$ de la imagen de referencia se elige y buscada en la imagen deformada. Para evaluar cada una de las facetas de la imagen de referencia y deformada se prestableció, un criterio de correlación y se realizar el cálculo (fig.12).

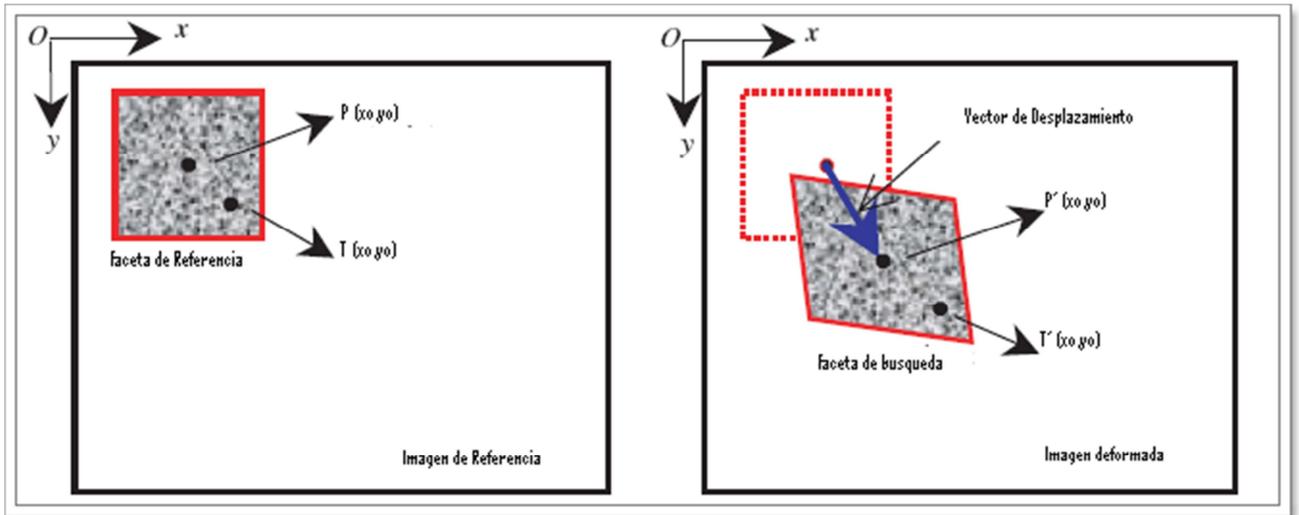


Figura.12. En la figura derecha se observa la imagen de referencia y en la figura izquierda se observa la imagen deformada [24].

Paso 3. Procesado de las Imágenes.

En la actualidad para el procesado de las imágenes y una optimización del proceso de cálculo del vector desplazamientos, diversos criterios de correlación son empleados. A continuación se presenta el criterio del equipo Aramis, donde la función $f(x_i, y_j)$ y $g'(x'_i, y'_j)$ corresponden al cálculo del valor en la escala de grises, que tiene la faceta de estudio en la imagen de referencia y la imagen deformada, evaluándolo para cada píxel en la fila i y columna j en la en la faceta cuadrada de lado M [24].

- Correlación Cruzada (CC). (1)

$$C_{cc} = \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M [f(x_i, y_j)g(x'_i, y'_j)]. \quad (1)$$

La correlación se realiza para cada faceta en que se dividió el área de interés.

2.1.5. Descripción de la prueba.

Se localizaron los puntos críticos en dos modelos de sistemas protésicos. Ambos sistemas se fabricaron a partir de un mismo molde y material. La prueba se realizó durante la fase apoyo y sólo se analizó la subfase de apoyo medio.

Para nuestro estudio se realizó la prueba durante una zancada del individuo. El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (fig.13). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo [25].

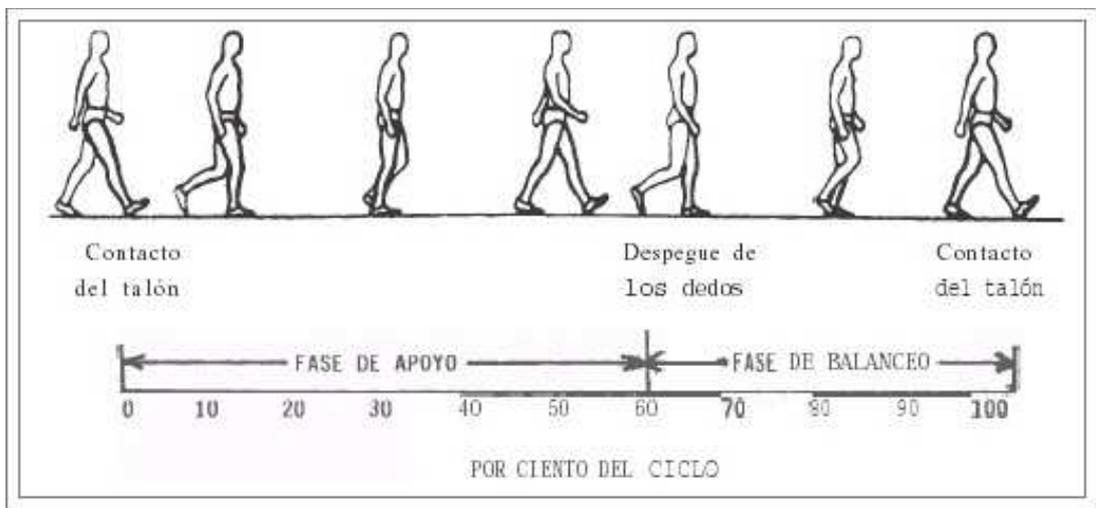


Figura 13. Fases de la marcha [25].

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los puntos sucesivos de contacto del talón del mismo pie. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie, o lo que es lo mismo una zancada [25] (fig.14).

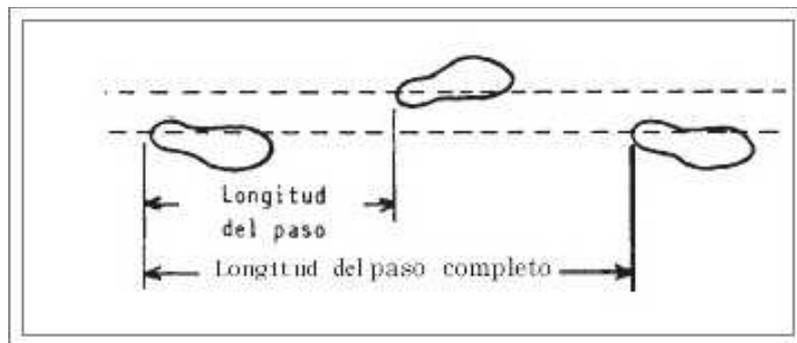


Figura 14. Longitud del paso [25].

Las cantidades relativas de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo [25]:

- Contacto del talón
- Apoyo plantar
- *Apoyo medio*
- Elevación del talón
- Despegue del pie.

Para las pruebas realizadas en este trabajo sólo se enfocó en la fase de apoyo, en la subdivisión de *apoyo medio* (fig.15), durante el análisis de tres de las principales subfases de la fase de apoyo que son (CI) Fase de contacto inicial, (AM) Fase media de apoyo y (DT) Despegue del talón. Se observó una zancada del paciente. Ver figura 14.

Ya que el apoyo medio es cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie y ocurre la mayor carga del cuerpo. Esto nos servirá para conocer los puntos de mayor deformación puesto que se medirá cuando se dé la mayor concentración de esfuerzo/deformación.

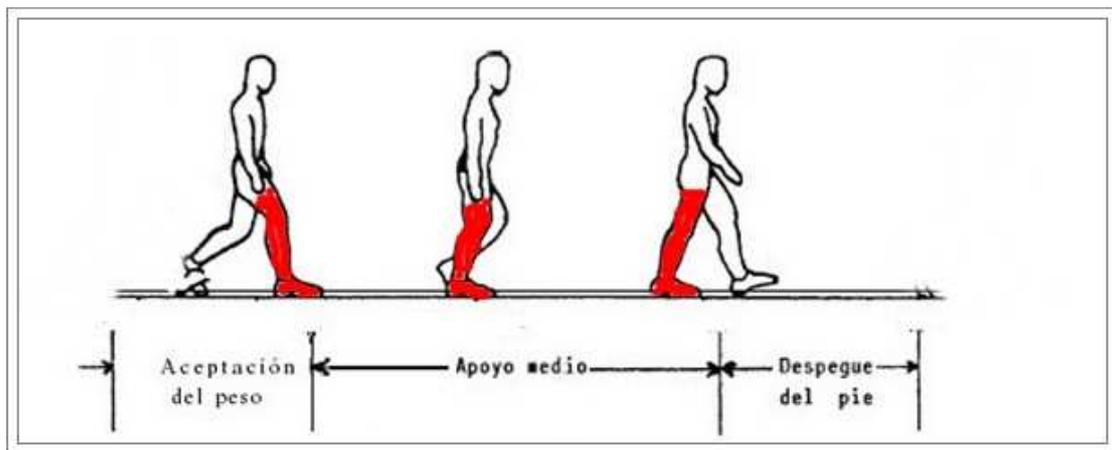


Figura 15. Subdivisión de la fase de apoyo [25].

En resumen, la prueba se realizó durante una zancada del paciente, en la subdivisión de apoyo medio. Se le pidió al sujeto de estudio que iniciara su marcha. Después de algunos minutos de que se acopló al sistema protésico, se le pidió que caminara donde se colocaron las marcas de referencia, y se realiza la toma de datos con el programa, se adquieren las imágenes y se realiza el análisis dinámico en 3D de esta prueba.

2.1.6. Pruebas con sujeto de estudio sano.

Para tener una metodología adecuada fue necesario realizar una serie de pruebas con un sujeto de sano. Esto con la finalidad de practicar y encontrar la técnica adecuada y tener muestras e identificar los principales factores para realizar una medición correcta, además de no hacer perder el tiempo al paciente, hasta no dominar la técnica.

Prueba 1.

En el sistema protésico de corte anterior y sujeción en la región posterior del maléolo (F1), se localizaron los puntos críticos de deformación. También, se realizó la calibración del equipo Aramis, se evaluó el montaje del equipo y la preparación del sistema protésico.

La férula está hecha de polipropileno, tiene un corte en la parte anterior y sujeción en la región posterior del maléolo. Se le colocó un tacón de material EVA con altura de 2.64cm y para sujetar la férula se le adicionaron unas cintas de contactel (fig. 16).

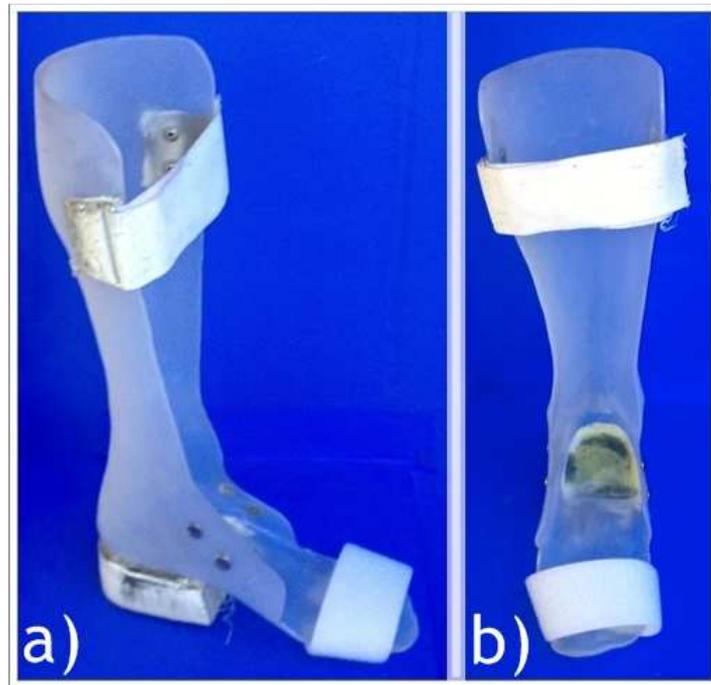


Figura 16. Imagen del sistema protésico de corte anterior y sujeción en la región media de la tibia y los maleolos (F1). a) Vista lateral de F1, b) Vista frontal de F1.

Para la preparación se cubrió a F1 con polímero anto adherente (emplaimado). La base que se utilizó fue pintura blanca (revelador con base disolvente SPOTCHECK), que es una pintura opaca y de secado rápido.

Después de cubrir a F1 con la base blanca, se preparó la superficie con puntos negros. La técnica debe de ser 50% de base blanca y 50 % de puntos negros. Esta preparación se realizó vaciando pintura negra (lubricante en aerosol “DRY GRAPHITE LUBE”) sobre un recipiente. Se humedeció

la punta de una brocha y se aplicó con las puntas de los dedos rociando uniformemente hasta llenar de puntos la zona deseada como se muestra en la figura 17.



Figura 17. Preparación de F1 para prueba de CID. a) Preparación de F1 con puntos negros, b) Superficie preparada de F1.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de inclinación de 45° y una altura de 30cm, en un cuarto donde existía variación de luz (un domo abierto). Esto con la finalidad de localizar los puntos de mayor concentración de esfuerzo/deformación durante la fase apoyo medio. F1 tiene que estar a una distancia de 63cm que es lo que indica el manual a la hora de realizar la calibración [7].

Se analizó la fase de apoyo medio en una zancada, colocando marcas en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso para poder repetir la prueba. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes a una frecuencia de 15Hz y se inicia la prueba.

La prueba da como resultado una imagen completa (fig. 18) en donde observamos la deformación máxima en dos puntos principalmente, además de darnos el porcentaje de deformación en cada imagen de la fase de apoyo.

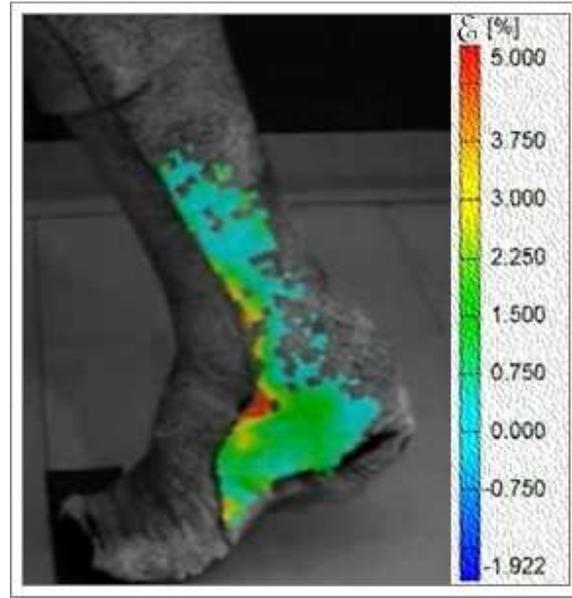


Figura 18. Deformación F1, cubierta con polímero antoadherente (emplimado).

A pesar de ser la primera prueba que se realizó con el equipo Aramis para medir la concentración de esfuerzo/deformación real en un sistema protésico, durante un análisis dinámico, los resultados iniciales no son completamente satisfactorios, pues se obtuvo una imagen completa de la deformación real del sistema protésico durante la fase de salida y no en la fase de apoyo medio que es la que nos interesa para este trabajo.

Un inconveniente de esta prueba es que la preparación de la pieza no fue del todo adecuada, ya que no se repitió bajo las mismas condiciones debido a varios factores. Uno de ellos es el modo de aplicación del patrón aleatorio de puntos negros, ya que varía según la persona quien lo aplique y de la técnica que se utilice.

Otro problema, es que la deformación que se observa no es directamente del polipropileno si no del polímero autoadherente por lo que consideramos a los puntos críticos como puntos falsos.

Finalmente, la concentración de esfuerzo/deformación que se observa es de la fase de salida y no de la fase de apoyo medio. Aunque estos primeros resultados sirven para darse cuenta que efectivamente es posible localizar los puntos críticos durante un análisis dinámico, los inconvenientes nos ayudan a tratar de mejorar las pruebas y llegar a tener una imagen clara y precisa de los puntos de mayor concentración de esfuerzos/deformación.

Prueba 2.

La segunda prueba se realizó con el sistema protésico de corte posterior (F2), con el objetivo de localizar los puntos críticos. Para esto fue necesario realizar el ajuste y el montaje del equipo y la calibración. Además de una nueva técnica de preparación para la férula.

La férula está hecha de polipropileno, tiene un corte en la parte posterior y sujeción en la zona anterior del maléolo, se le colocó un tacón de material EVA con altura de 2.64cm sujeto con cinta adherente; para la poder introducir el pie se tuvo que ampliar los cortes en la parte posterior. Fig. 19.

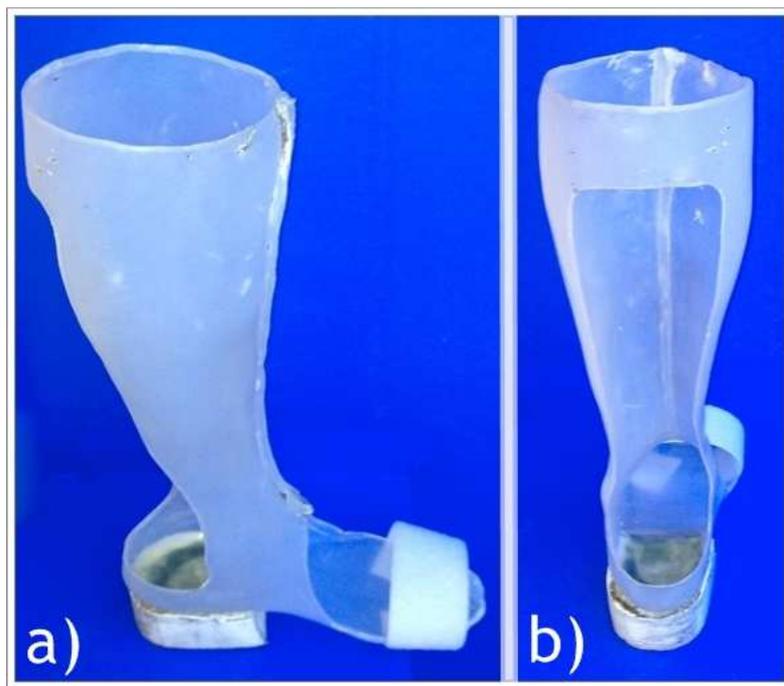


Figura 19. Imagen del sistema protésico de corte posterior y sujeción en la región de los maleolos (F2). a) Vista lateral de F2, b) Vista posterior de F2.

Para la preparación de F2 se utilizó esmalte acrílico en aerosol “ACUARIO” como base blanca, es una pintura de excelente brillo y de secado rápido.

Después de cubrir a F2 con la base blanca se preparó la superficie de puntos negros. La técnica debe de ser una base blanca y 50 % de puntos negros. Esta preparación se realizó rociando la pintura negra mate (esmalte negro en aerosol “ENAMEL”) directamente de la lata (fig. 20), calculando la cantidad de puntos negros solo con presionar el aspersor y esto se combina con algunos puntos rociados por la brocha. La preparación de esta férula quedo de un 60% blanca y 40% negro.



Figura 20. Preparación de la superficie de puntos negros de F2.

La prueba se realizó con las mismas condiciones de la prueba anterior, como son, la distancia del suelo a las cámaras (30cm), la inclinación de las cámaras (45°), el mismo cuarto con variación de luz y la distancia de F2 al laser (63cm).

Se analizó la fase de apoyo en una zancada, colocando marcas de referencia en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso para tener el origen y repetir. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes a una frecuencia de 15Hz y así comienza la prueba.

Los resultados de esta prueba fueron una serie de imágenes en donde se aprecian puntos críticos en diferentes zonas y variación de esfuerzo/deformación en estos puntos (fig. 21).

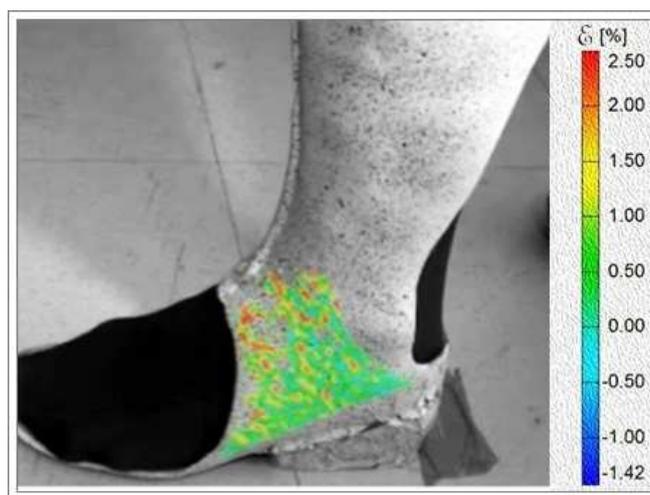


Figura 21. Imagen de desplazamientos de la prueba 2.

Para esta prueba los inconvenientes fueron que no existieron puntos críticos concisos ya que sólo se observa una variación de esfuerzo/deformación, con estos resultados no se obtiene información exacta. Esto se debe a la preparación, la preparación quedó más clara no hay suficientes puntos negros en la muestra no hay referencia, y por lo tanto se va perdiendo la imagen conforme van pasando las imágenes.

Otro punto importante es el tipo de pintura. La que se utilizó como base blanca es muy brillante, esto hace que los puntos negros que se impregnaron, se contrasten con la base y la luz del equipo se refleja más haciéndolos ver muy brillantes. Entonces lo que se necesita son pinturas de acabado mate, es decir, sin brillo.

Como dato de interés, observamos que hubo una región en la parte interna del empeine, en donde la preparación fue la adecuada para la geometría de esta región (fig. 22).

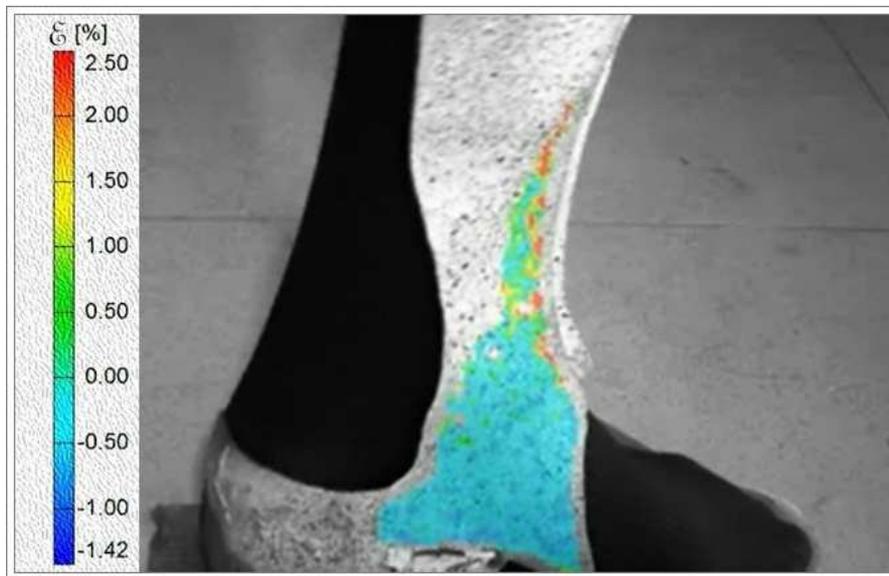


Figura 22. Región frontal de F2 con una buena preparación de puntos negros.

Es conveniente cambiar la pintura negra a una de acabado mate e intentar una preparación correcta en base a esta última información de la imagen.

Prueba 3.

Esta prueba se realizó con F1 y F2, el objetivo es nuevamente localizar los puntos críticos en ambos sistemas, se calibra el equipo, se realiza el montaje del equipo y se aplica una nueva técnica de preparación para las férulas.

Ambos sistemas están hechos de polipropileno, se les colocó un tacón de material EVA con altura de 2.64cm ambos tacones se colocaron con Resistol (3080) para sujetarlo a F1, se le colocó una cinta de contactel en la parte superior de la tibia y en la parte inferior se le colocó un poco de cinta adherente que pasa sobre los metatarsos (fig. 23). La F2 tiene una abertura más amplia que permite introducir el pie con facilidad.

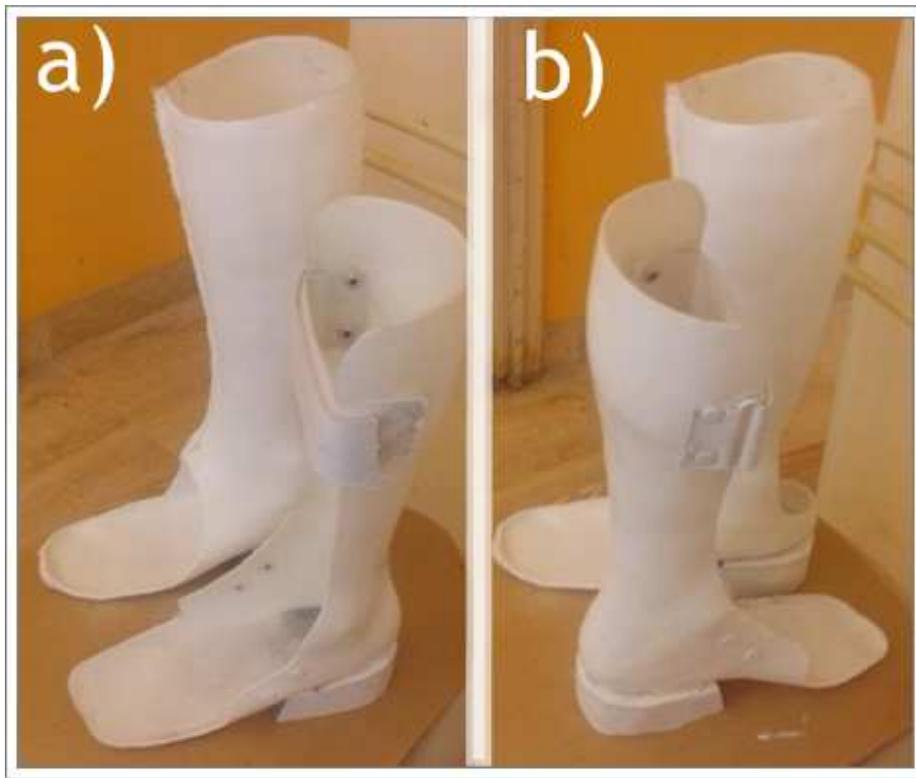


Figura 23. Sistemas protésicos F1 y F2. a) Vista lateral externa de ambos sistemas protésico, b) Vista lateral interna de ambos sistemas protésico.

Para la preparación de F1 y F2 se utilizó esmalte acrílico en aerosol “ACUARIO” como base blanca. Después de cubrir los sistemas con base blanca, se preparó la superficie de puntos negros. La técnica debe de ser 50% de base blanca y 50 % de puntos negros. Esta preparación se realizó rociando la pintura negra mate (esmalte negro en aerosol “ENAMEL”) directamente de la lata

calculando la cantidad de puntos negros solo con presionar el aspersor de la lata. La preparación de esta férula quedo de un 60% negro y 40% blanca (fig. 24).



Figura 24. Preparación de ambos sistemas.
a) Técnica de adherencia de puntos negros.
b) y c) Superficies preparadas de puntos negros (F1y F2).

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de 45° y a una altura de 30cm (ver figura 25) y en el mismo cuarto con variación de luz, ya que con esos ángulos se obtiene una buena iluminación. Los sistemas tienen que estar a una distancia de las cámaras de 63cm que es lo que indica el manual a la hora de calibrar el equipo.

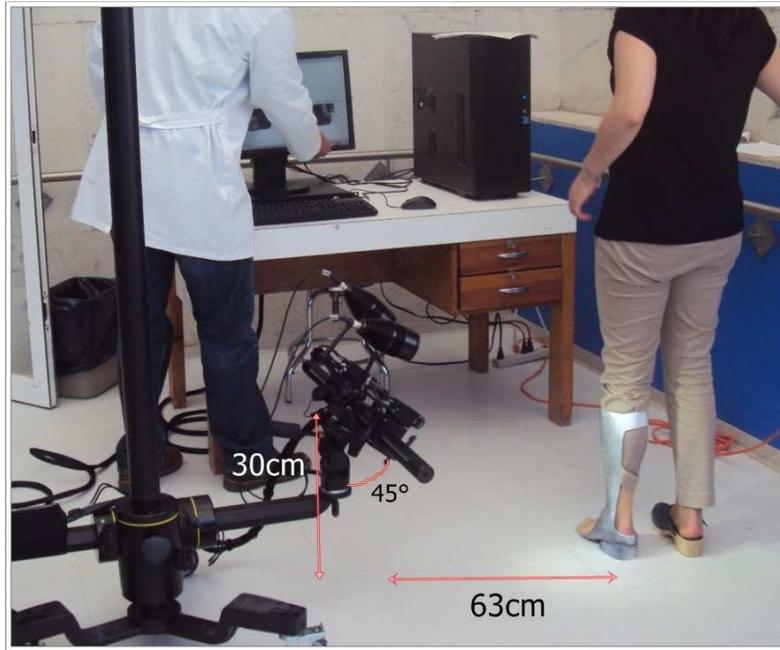


Figura 25. Distancias y ángulo para la realización de la prueba.

Se analizó la fase de apoyo medio en una zancada, colocando marcas en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso y poder repetir la prueba. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes a una frecuencia de 15Hz y así iniciar la recolección de datos.

La prueba da como resultado una imagen completa del calcáneo y una amplia porción de los maléolos en donde en ambos casos se observa una pequeña concentración de deformación (fig. 26 y fig.27).

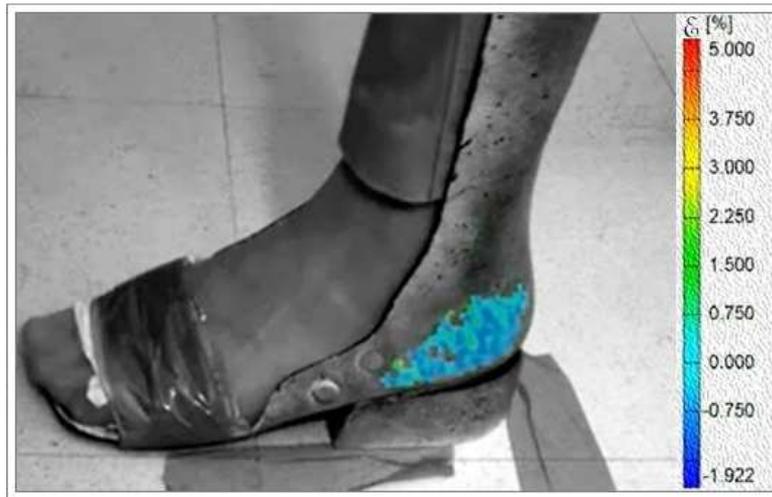


Figura 26. Deformaciones de F1.

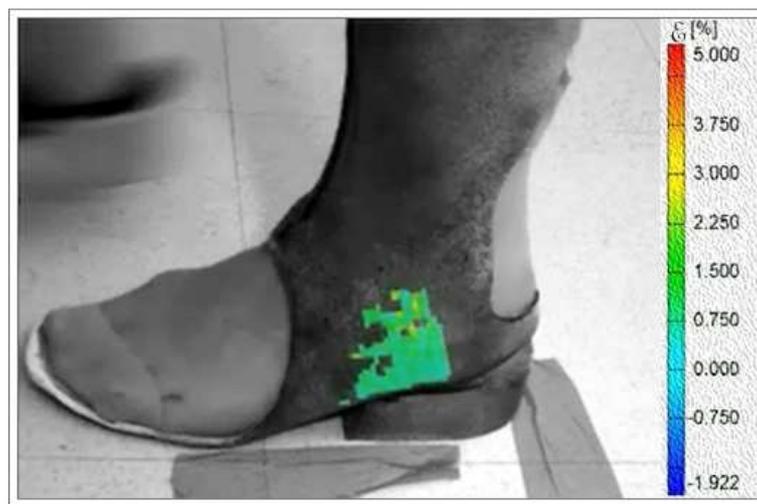


Figura 27. Deformaciones de F2.

Un problema que hubo con esta prueba, es que se sobrecargaron los sistemas de puntos negros a la hora de la preparación. Ya que no se controla el aspersor de la lata al 100% los puntos negros salen proporcionales y el equipo detecta algunos puntos como manchas. Y por consecuencia al momento de realizar la prueba el equipo no localiza la muestra.

Otro punto importante es el tipo de pintura, ya que la que se utilizó como base blanca es muy brillante, esto hace que los puntos negros sean brillos y a la hora de realizar la prueba en lugar de tener el contraste adecuado solo obtenemos mucho brillo con las lámparas.

Prueba 4.

Esta prueba se realizó nuevamente con F1 y F2, el objetivo es localizar los puntos críticos de ambos sistemas, para obtener estos resultados se calibró el quipo, se realizó el montaje del equipo y se realizó una nueva técnica de preparación para los sistemas.

Los sistemas están hechos de polipropileno, se les colocó un tacón de material EVA con altura de 2.64cm sujeto con Resistol 3080 y para sujetar a F1 se le colocó una cinta de contactel en la parte superior y en la parte inferior se le colocó un poco de cinta adherente que pasa sobre los metatarsos. F2 tiene una abertura más amplia que permite introducir el pie (fig. 28).



Figura 28. Sistemas protésicos para la prueba. a) Vista posterior de F1. b) Vista anterior de F2.

Para la preparación de estos sistemas, se utilizó esmalte acrílico en aerosol (acabado mate) como base blanca, es una pintura de secado rápido.

Después de cubrir la férula con la base blanca se preparó la superficie de puntos negros. La técnica debe de ser proporcional y de acuerdo a la hoja de especificación del equipo Aramis, pues en esta viene una tabla en donde te indica la preparación de la muestra según el área de interés para nuestro caso es un área de 13x10cm y la preparación indica que los puntos deben de ser uniformes y abarcar toda el área de interés. Esta preparación se realizó vaciando pintura negra vinílica (POLITEC) sobre un vaso y con un cepillo de dientes se mojan las cerdas y se comienza a aplicar con la punta

de los dedos hasta impregnar la superficie con el patrón aleatorio de puntos negros. Al momento de estar esparciendo la pintura negra se recomienda que los primeros disparos de tinta sean sobre una hoja limpia y conforme se vaya controlando el rociado se vaya aplicando a la muestra. Hasta este momento la preparación que obtuvimos ha sido la mejor ya que se logró la proporción de puntos negros sobre ambos sistemas (fig. 29).

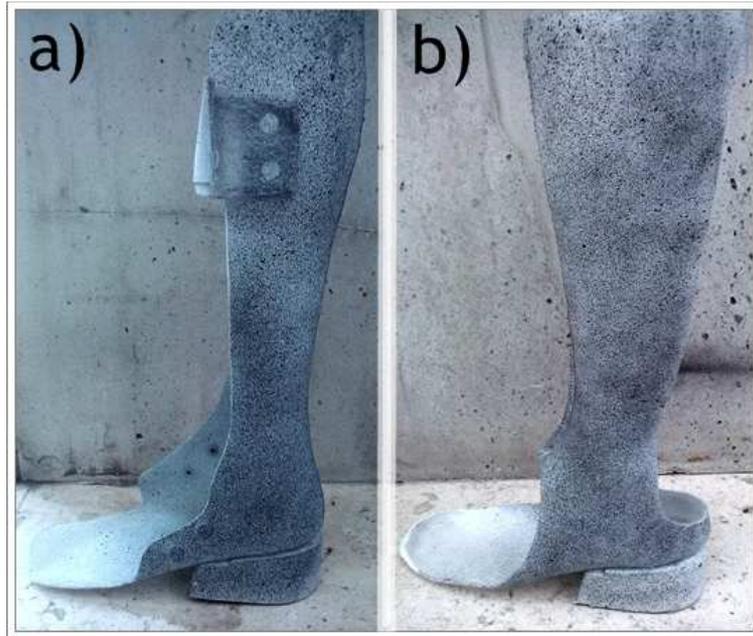


Figura 29. Sistemas protésicos F1 y F2 preparados con la superficie adecuada. a) F1 corte anterior, b) F2 corte posterior.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de 45° , a una altura de 30cm y en un cuarto con variación de luz. Los sistemas tienen que estar a una distancia de las cámaras de 63cm que es lo que indica el manual a la hora de realizar la calibración.

Nuevamente se analizó la fase de apoyo de una zancada, colocando marcas en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes a una frecuencia de 15Hz y así inicia la toma de datos.

Los resultados de esta prueba para F1 (fig. 30) nos indican que existe un punto crítico a la altura de los maléolos, hasta esta prueba son los resultados más completos que se han obtenido.

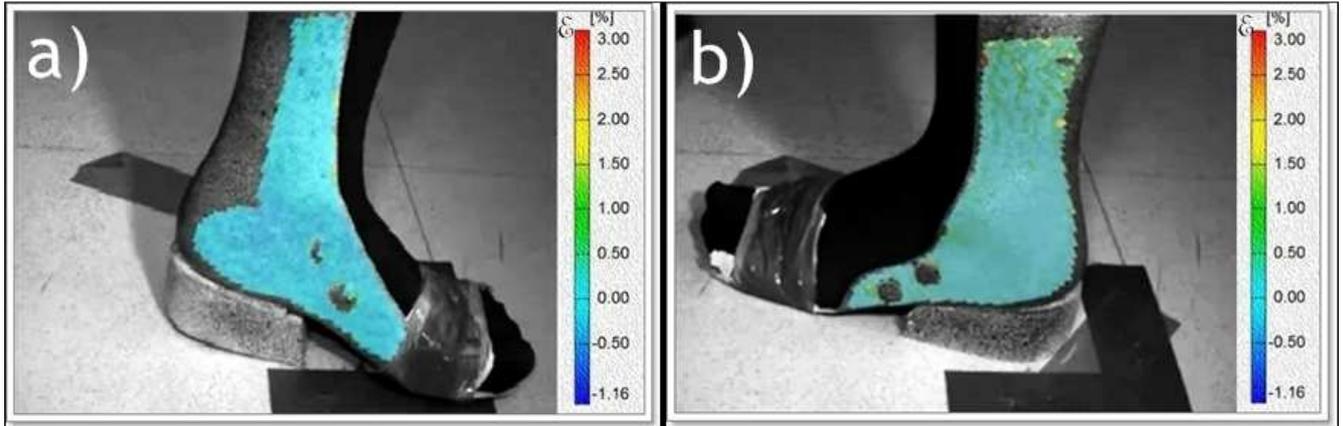


Figura 30. Región de deformación. a) F1 lado interno. b) F1 lado externo.

A pesar de que la preparación no fue un factor, aun no se ha logrado localizar algún punto crítico que indique alguna concentración de esfuerzos.

Mientras que para F2 se obtuvo una mejor imagen, aunque no fue lo suficientemente clara para poder identificar algún punto crítico (fig. 30).



Figura 31. Región de deformación de F2.

A pesar de no tener puntos críticos de manera directa, lo que se realizó para esta prueba, es dividir los resultados en tres partes. Las regiones son: zona 1 (empeine), zona 2 (calcáneo) y zona 3 (unión ambas). Es decir:

Zona 1. (Empeine)

Esta zona nos muestra una importante región de deformación en la parte anterior del pie (fig. 32).

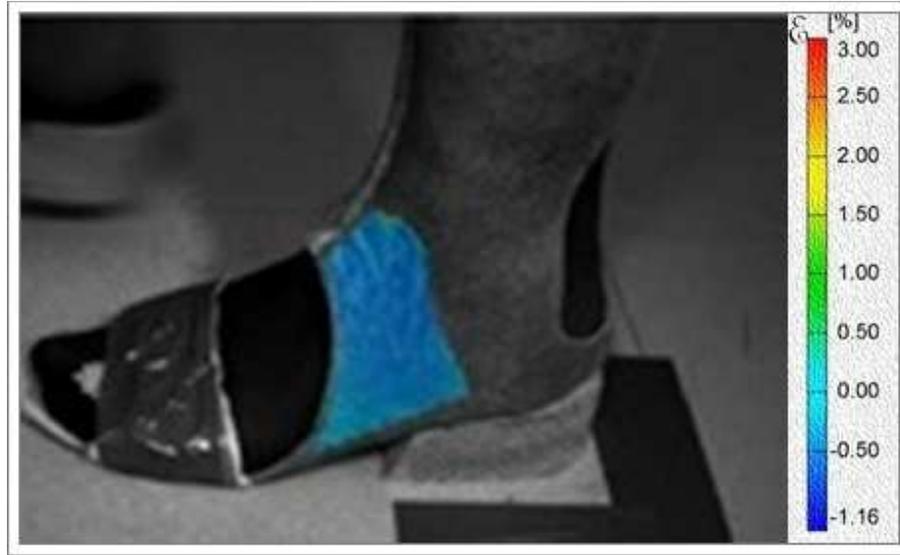


Figura 32. Zona de deformación del empeine para F2.

Zona 2. (Calcáneo) Ver (fig. 33).

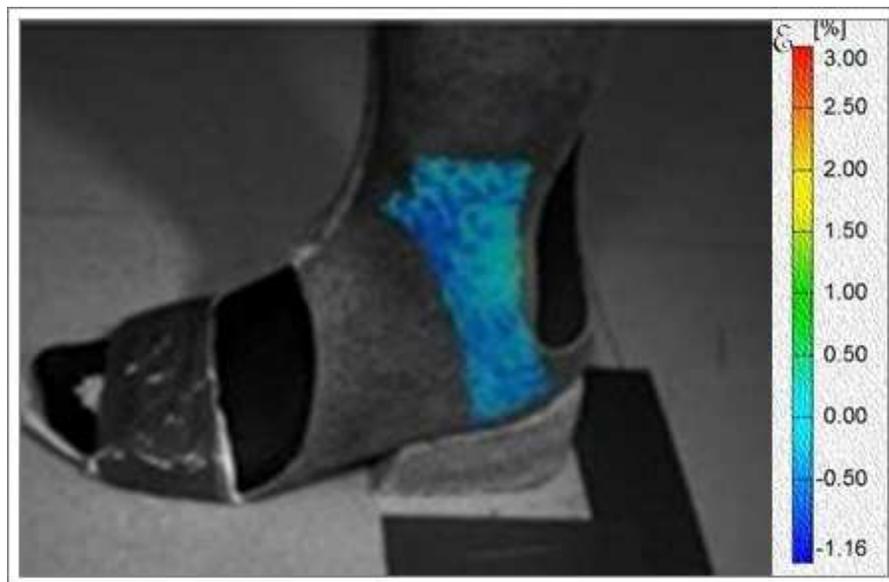


Figura 33. Zona de deformación del calcáneo de F2.

Zona 3. (Unión) Ver (fig. 34).

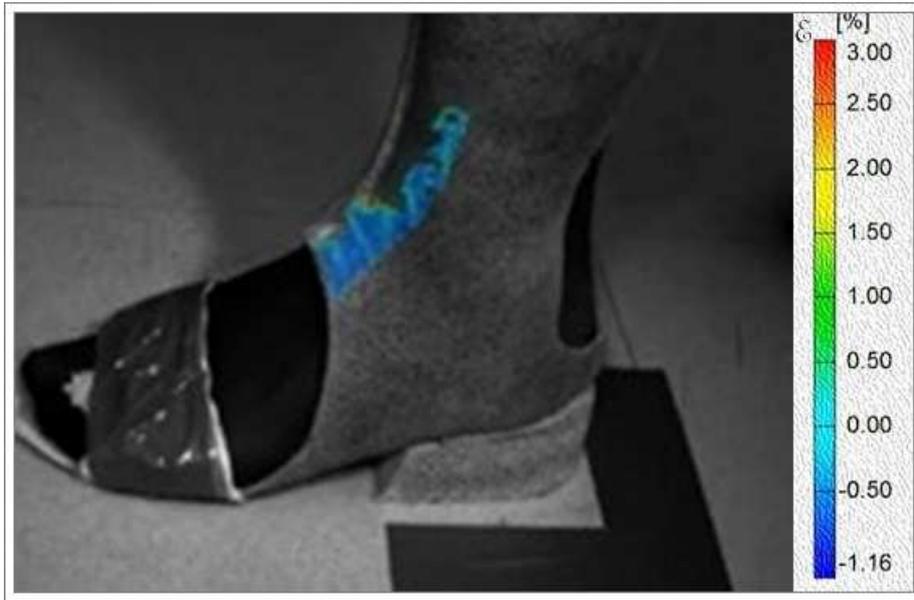


Figura 34. Zona de deformación de la unión de F2.

Con esta prueba se logró encontrar una mejor manera de preparación para la férula, además de tener hasta el momento las mejores imágenes de las pruebas.

La siguiente prueba se realizó en base a lo que se ha logrado hasta el momento, las únicas modificaciones que se hicieron fue pintar un poco más la parte del empeine de F1 para tratar de que el equipo identifique esta región.

Prueba 5.

Esta prueba se realizó solo con F2, y en lugar de observar el apoyo plantar en movimiento se realizó en condiciones estáticas aplicando fuerza como si fuera la fase de apoyo medio, para localizar las regiones más importantes de concentración de deformación y lograr hacer el análisis en movimiento.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de 0° , esto con la finalidad de obtener una nueva imagen de los sistemas y ver si el ángulo es un factor en el cual se mejoren las muestras e identificar los puntos críticos, ya que para obtener la imagen correcta de este tipo de geometrías es necesario que las cámaras estén perpendicular a la muestra (fig. 35). Tomando sólo como referencia la distancia de 63cm pues es lo que nos indica el manual de calibración.

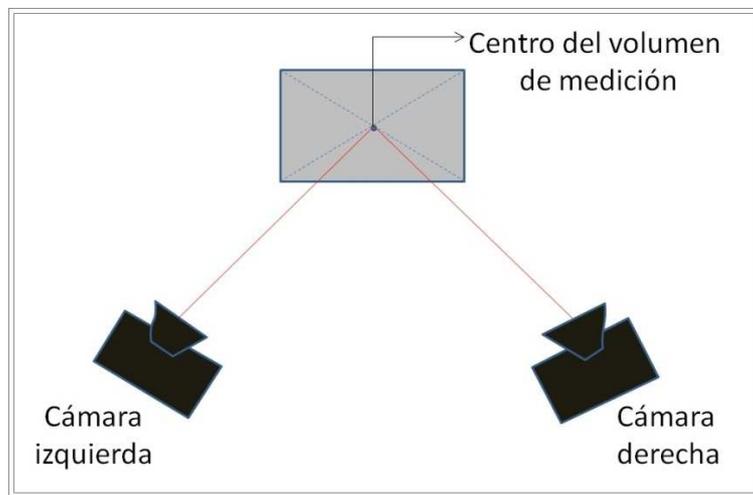


Figura 35. Esquema del acomodo de las cámaras.

Los resultados que se obtuvieron son buenos ya que se logró observar por completo la región de interés seleccionada, y con esto en las imágenes se logró ver zonas de deformación que existen en F2, claro que en un análisis estático (fig. 36).

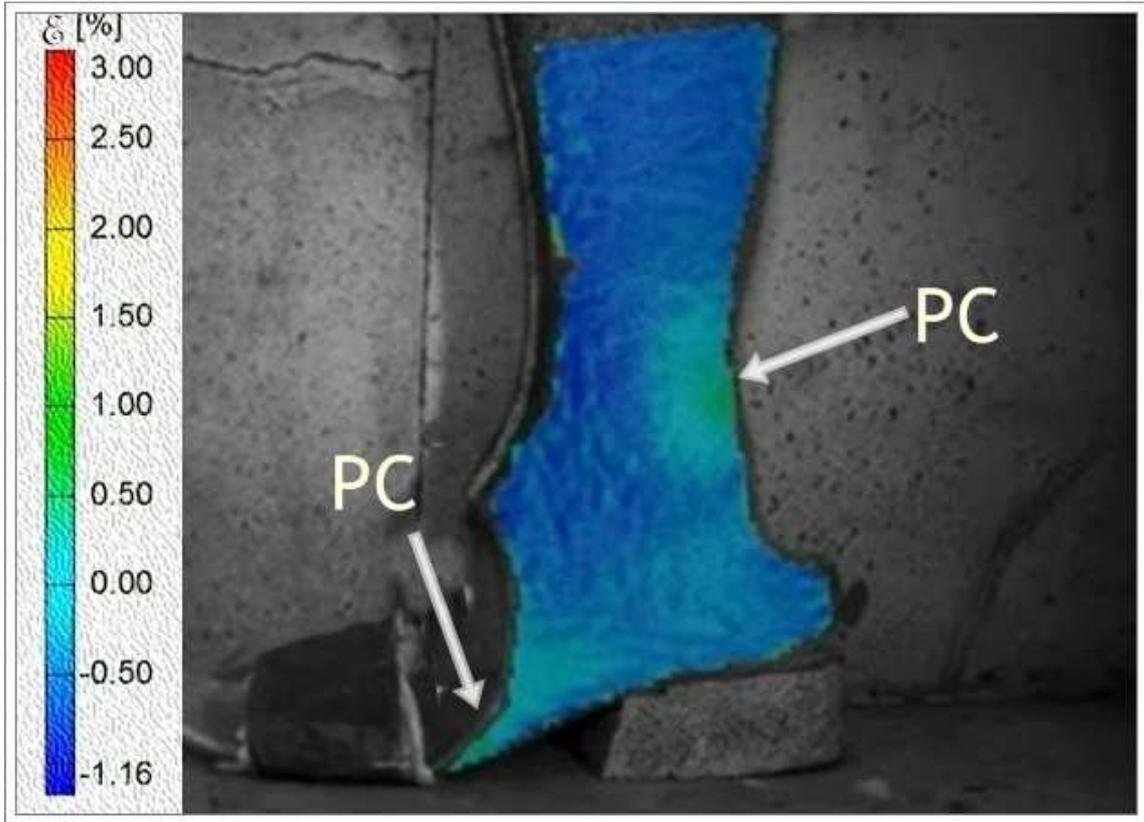


Figura 36. Zonas de deformación de F2 en un análisis estático.

Lo que ahora se realizará es la prueba sin cambiar el ángulo con respecto a la prueba anterior, es decir, las cámaras del equipo Aramis se acomodaron a cero grados para que logre identificar la geometría y la luz no sea un factor para localizar los puntos.

Prueba 6.

Esta prueba se realizó con F1 y F2, no hubo cambios en la preparación el único cambio que se hizo es que la toma de datos se realizó sobre una mesa con altura de 150cm (fig.37), y en un cuarto en donde se controla la luz (controlar si se enciende la luz o no y no existen variaciones solares).

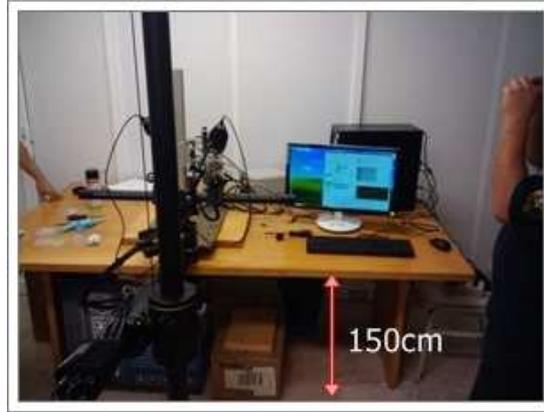


Figura 37. Imagen de la altura de la mesa para la prueba.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de 0° (fig.38), esto con la finalidad de obtener una nueva imagen de los sistemas y ver si el ángulo es un factor en el cual se mejora las muestras e identificar los puntos críticos. Tomando sólo como referencia la distancia de 63cm pues es lo que nos indica el manual de calibración.



Figura 38. Angulo de inclinación de las cámaras.

Se analizó la fase de apoyo de una zancada, colocando marcas en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes y así se inicia la prueba.

Los resultados de esta prueba fueron excelentes ya que se logró localizar los puntos críticos de ambos sistemas.

Los resultados F1 los podemos observar en la figura 39.

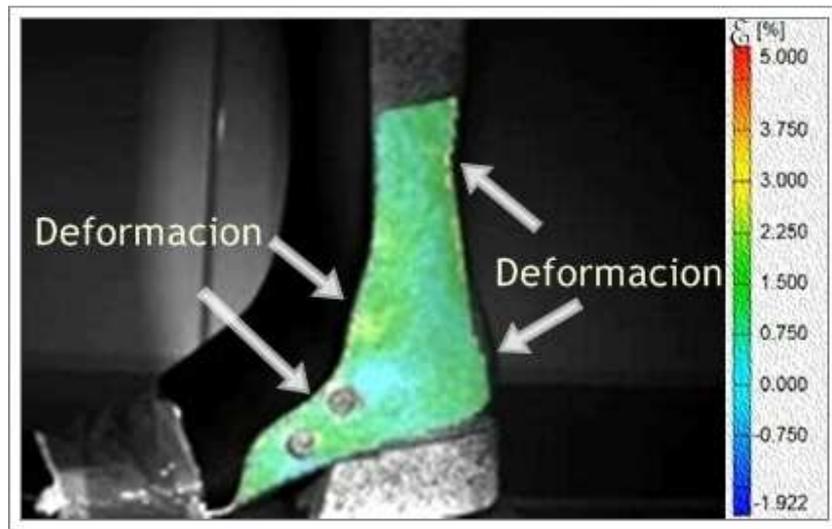


Figura 39. Zonas de mayor deformación de F1.

En la figura 40 observamos de igual manera a F1 pero la parte interior del sistema.

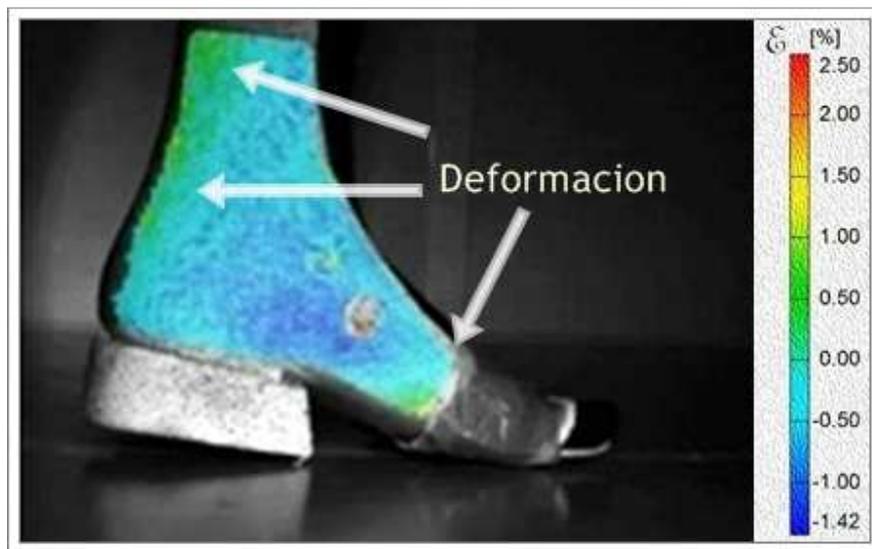


Figura 40. Parte interior F1, con las principales zonas de deformación.

Para F2 se obtuvieron los siguientes puntos críticos (fig. 41).

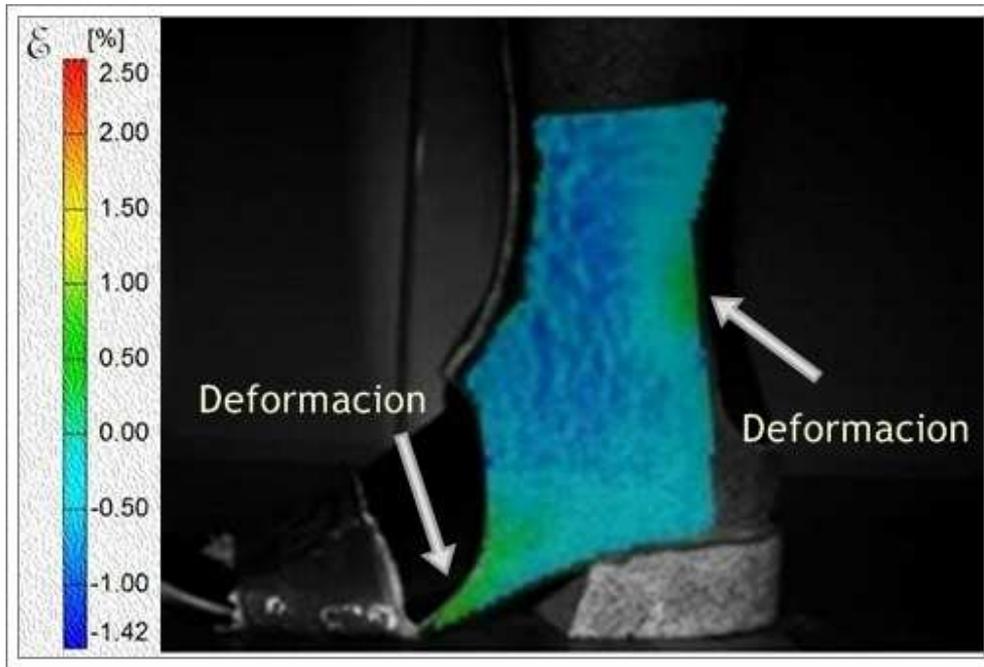


Figura 41. Puntos Críticos de F2.

Hasta ahora esta prueba ha sido la mejor de todas, pues en esta ya se controló al 100% la preparación de la muestra, también la manera de controlar la iluminación; ya que era un factor de mucha importancia. Además de la manera de montar el equipo, debido a que es algo que influye por la geometría de nuestras piezas.

2.1.7. Condiciones correctas para la prueba.

Como resultados de estas pruebas se obtuvo la técnica adecuada para una buena toma de imágenes y así lograr localizar los principales puntos críticos de los sistemas.

Para lograr una buena toma de imágenes se necesita:

- Primero, una buena preparación de la muestra. Se tiene que seguir el patrón del equipo en donde se indica que la técnica debe de ser 50% de base blanca y 50% en puntos negros. Además en nuestra preparación se utilizaron pinturas de acabado mate todas ellas y se colocó un “primer transparente” como base final.

- Lo segundo es una buena iluminación. Este punto tiene que ver con la posición de las lámparas al momento de la configuración del sensor. Además de controlar la iluminación del cuarto (ya sea encender o apagar la luz).
- Y finalmente la colocación de las cámaras. El ángulo de inclinación de las cámaras tiene mucho que ver debido a la geometría de los sistemas protésicos, pues si fuera una geometría totalmente plana no debería de importar el ángulo de inclinación, pero debido a la forma de los sistemas protésicos se tiene que colocar las cámaras a 0° para que ambas cámaras queden perpendicular al área de interés y las imágenes sean lo más claras posibles.

Tomando en cuenta estas consideraciones la siguiente prueba se realizó con un paciente con amputación parcial de pie a un nivel Chopart. Ya que ahora se tienen varias consideraciones que son necesarias obtener para poder practicar estas pruebas directo con el paciente.

2.2. Materiales compuestos aplicados a prótesis.

La mayoría de los materiales compuestos son utilizados en aplicaciones, en donde se necesita poco peso y muy alta resistencia, en general se utilizan para varias aplicaciones entre las principales se encuentran las espaciales y automotrices. Pero en los últimos años estos materiales son utilizados por los protesistas para reforzar los sistemas protésicos. Los emplean sin tener las características del material y sin realizar ningún tipo de análisis, es por eso que a continuación se dará una breve explicación de los materiales que se utilizan y algunas de sus principales características.

2.2.1. Materiales compuestos empleados como refuerzos.

Para hacer que un sistema protésico sea capaz de soportar el peso de un paciente, es necesario aplicar un refuerzo a estos sistemas, por lo general si hablamos de refuerzos lo primero que se nos viene a la mente son materiales duros capaces de soportar mucho peso, como lo son los metales, polímeros e incluso algunos cerámicos. Pero se imaginan a una prótesis de 60cm de largo reforzada con acero, eso sería peligroso para una persona que sufre de una amputación pues el sistema se haría demasiado pesado y poco funcional, es por eso que los refuerzos que se le aplican a las prótesis empleadas en el INR son materiales compuestos de diferentes fibras capaces de soportar cargas muy altas y su peso es considerablemente ligero.

2.2.2. Material compuesto.

Un material compuesto es un material multifase que conserva una proporción significativa de las propiedades de las fases constituyentes del material. Un material compuesto es un material multifase obtenido artificialmente, en oposición a los que se encuentran en la naturaleza [26].

La mayor parte de los materiales compuestos están formados por dos fases; una, llamada matriz, es continua y rodea a la otra fase, denominada fase dispersa. Las propiedades de un compuesto fibroso tienen características altamente anisotrópicas [27].

2.2.3. Características.

Las propiedades de los compuestos son función de las propiedades de las fases constituyentes, de sus proporciones relativas y de la geometría de las fases dispersas. Esto significa que la forma, el tamaño, la distribución y la orientación de las partículas se muestran en la fig. 42.

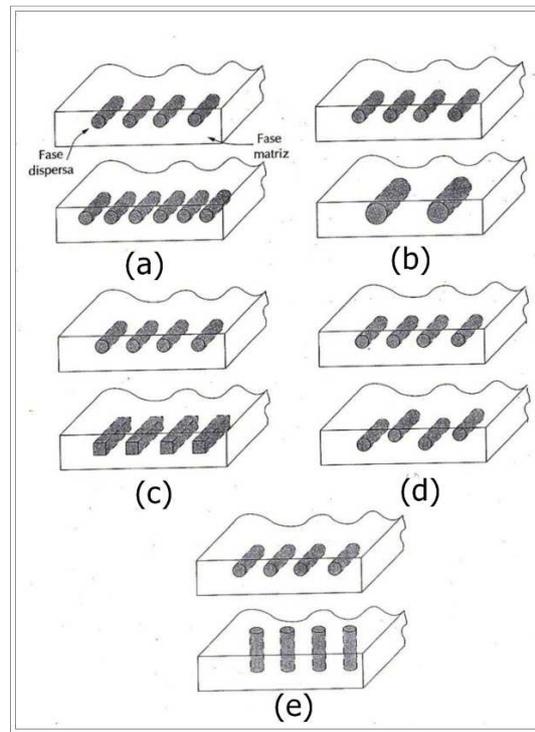


Figura 42. Representaciones esquemáticas de varias características geométricas y espaciales de partículas de fases dispersas que repercuten en las propiedades de los materiales compuestos: (a) concentración, (b) tamaño, (c) forma, (d) distribución y (e) orientación [28].

La figura 43 muestra un esquema para clasificar los materiales compuestos que en esencia, consta de tres divisiones: compuestos reforzados con partículas, compuestos estructurales y nuestro material compuesto entra en compuesto reforzado con fibras como se reporta en la literatura [28].

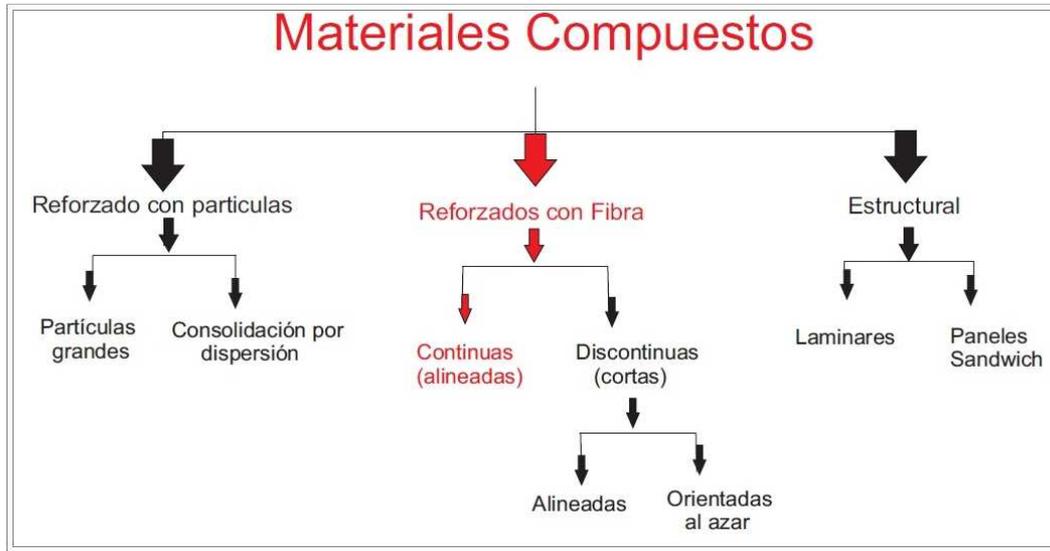


Figura 43. Clasificación de los materiales compuestos.

2.2.4. Acomodo y distribución.

Tecnológicamente los materiales reforzados con fibra son los más importantes. Pues es más fácil conseguir elevadas resistencias y rigidez a baja densidad.

Las características mecánicas de los compuestos reforzados con fibras dependen no sólo de las propiedades de la fibra sino también del grado en que una carga aplicada se transmite a la fibra por medio de la interface.

La disposición u orientación relativa de las fibras y su concentración y distribución influyen en la resistencia y en otras propiedades de los materiales reforzados con fibras. Ver figura 44.

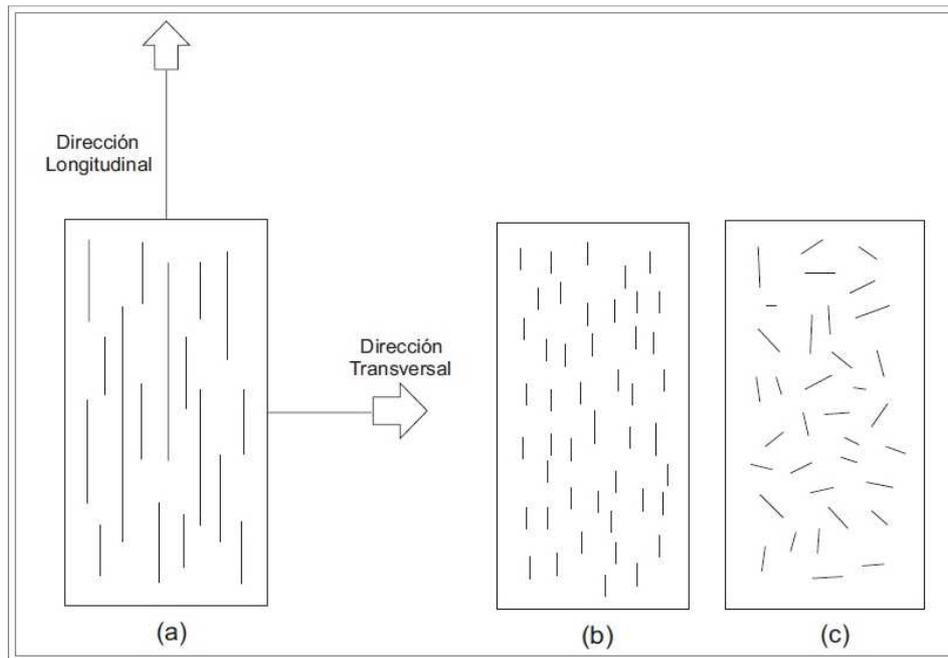


Figura 44. Representaciones esquemáticas de compuestos reforzados con fibras (a) continuas alineadas, (b) discontinuas y alineadas y (c) discontinuas y orientadas al azar.

Es por eso que el material compuesto que se fabricara más adelante suponemos que contara con las siguientes características: será un material compuesto reforzado con fibras, continuas y alineadas. Esto con la finalidad de hacer un análisis directo de sus características.

2.2.5. Características de los principales materiales utilizados en los sistemas protésicos.

Los materiales que normalmente se utilizan como refuerzo en los sistemas protésicos son principalmente:

- Fibra de carbono (FC).
- Nyglass (N)
- Perlón (P)

Se ha hablado de un refuerzo que es aplicado a los sistemas protésicos, e incluso se habla de la mejoría que este puede llegar a causar. ¿Pero de qué compuesto estamos hablando?

El material compuesto que se utilizó está conformado principalmente de PP y a su vez es reforzado por varias capas de diferentes materiales compuestos.

El acomodo de las capas del compuesto es:

-2 Capas de FC

-1 Capa de N

- 2 Capas de FC

-1 Capa de N

-1 Capa de P

Ahora bien para comprender un poco mejor este material a continuación se describirá cada material con el que está compuesto pero por separado para tener un conocimiento previo del compuesto que se va a realizar.

El *PP* es un polímero vinílico (estructuralmente) termoplástico que reúne una serie de propiedades que son difíciles de encontrar. Su alta estabilidad térmica le permite trabajar durante mucho tiempo a una temperatura de 100°.

También, es resistente al agua hirviendo pudiendo esterilizarse a temperaturas de hasta 140° sin temor a deformarse. Es ligero, tiene altas resistencia a la tensión y a la compresión, bajo coeficiente de absorción de humedad, baja densidad, no es toxico, no funde por debajo de los 160° y lo más importante es que no es una material caro [28]. En la tabla 1 se muestran las características mecánicas del *PP*.

Tabla 1. Propiedades mecánicas del PP [28].

Propiedades del Polipropileno (PP)	
Propiedades	PP
Resistencia a la tracción [MPa]	25-40
Módulo de elasticidad [MPa x 10 ²]	11-16
Densidad [g/cm ³]	0.9
Coefficiente de Poisson	0.4

Mientras que la *FC* está compuesta por muchos hilos de carbono en forma de hebra. Existen muchas clases de *FC* con propiedades diversas, adaptadas a muchas aplicaciones, en general son sólidos que presentan una morfología fibrosa en forma de filamentos, o una trenza de éstos, y con un contenido mínimo en carbono del 92 % en peso.[29]. En la tabla 2 se muestran algunas propiedades mecánicas de la *FC*.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de la FC [29].

Propiedades de la Fibra de Carbón (FC)		
Propiedades	FC de baja resistencia	FC de alta resistencia
Resistencia a la tracción [MPa]	3500	5600
Módulo de elasticidad [MPa]	150	200
Densidad [g/cm ³]	1.75	1.8

El *N* es una poliamida termoplástica y está compuesto básicamente por fibra de vidrio y nylon en un 60-65% y 35-40% respectivamente. En la tabla 3 se muestran algunas propiedades del *N*. El *N* combina la fuerza ligera de la fibra de vidrio y la elasticidad de nylon, además de que funciona muy bien con resina poliéster y con resina acrílica [30].

Tabla 3. Propiedades del *N*.

Propiedades del Nyglass	
Propiedades	N
Módulo de elasticidad [MPa]	72.5
Densidad [g/cm ³]	1.32

EL *Pe* es una fibra sintética desarrollada con tres tipos diferentes de microfibras entrelazadas [31, 32]:

- Nylon de filamento textil (usado en la fabricación de varias telas).
- Nylon de fibra corta (empleado en la mezcla con fibras naturales, artificiales y sintéticas).
- Nylon de filamento industrial (empleado por las industrias pesqueras, llanteras y de cepillos).

Las características del material son las mostradas en la tabla 4.

Tabla 4. Propiedades del Pe [33].

Propiedades del Perlón	
Propiedades	Pe
Módulo de elasticidad [MPa]	2.24
Densidad [g/cm ³]	1.15

Las resinas sintéticas se definen como sustancias sólidas o semisólidas, obtenidas por reacción química de materias primas resinosas y no resinosas y que poseen aspectos y propiedades físicas análogas a las resinas naturales, aunque tengan diferente composición química y también diferente comportamiento respecto a los distintos reactivos.

Resinas Acrílicas: Hay otros tipos de resinas derivadas del vinilo, con características muy útiles para aplicaciones especiales. Son las resinas acrílicas (*metacrilato de poli metilo, PMMA*), producto perfectamente transparente, con aspecto de vidrio. Esta resina se encuentra comercialmente bajo la forma de planchas o barras que pueden ser moldeadas a la temperatura de 170°C; presentan buenas características eléctricas, una notable resistencia al arco eléctrico y no se agrietan con el tiempo [34,35]. En la tabla 5 se muestran las propiedades de la PMMA, estos valores fueron tomados del proveedor [33].

Tabla 5. Propiedades de PMMA [33].

Propiedades de la Resina Acrílica	
Propiedades	PMMA
Módulo de elasticidad [MPa]	1.58
Densidad [g/cm ³]	1.19

Esas son las características que se obtuvieron de los materiales que se emplean como refuerzo aunque simplemente se conoce las características aisladas de cada uno. Pero aún se desconocen las características mecánicas del compuesto, más adelante se hablara de las pruebas que se le realizaran a este compuesto para obtener alguna de sus características. A continuación se hablara de la fabricación de este compuesto para su análisis.

2.2.6. Manufactura del compuesto utilizado como refuerzo.

Normalmente después de que un sistema protésico es probado con el paciente, se tiene que recurrir a aplicar un refuerzo. Este refuerzo tiene características de un material compuesto. El refuerzo que se aplica no cuenta con ningún tipo de análisis; es por eso, que se realizara una probeta del refuerzo que se aplica a los sistemas protésicos en el INR para hacer un análisis completo por medio de la técnica de fotoacústica.

Primero se realizó un molde de yeso de 15x15cm con un espesor de 5cm, para realizar un vaciado sobre el molde. Para así dejarlo secar un día y obtener el molde (fig. 45).



Figura 45. Molde de yeso de 15x15m para la probeta del material compuesto.

Ya con el molde de yeso se trazaron líneas en cada lado y por debajo de la probeta para que la resina se impregne en todo el material.

Se colocó una bolsa de PVA para realizar el vaciado (se humedece la bolsa de PVA para mejorar sus propiedades elásticas de la bolsa y así colocarla).

Se colocó el molde de yeso de la probeta en una prensa, colocamos la varilla del molde dentro de un tubo de succión, para colocar la bolsa de PVA, ver figura 46. Ya colocada la bolsa, se le hace un amarre en la parte inferior de la probeta y se fija bien al tubo de succión con cinta adhesiva.



Figura 46. Colocación y amarre de la bolsa de PVA.

Se tomaron las medidas del área que se desea reforzar. Para el refuerzo se necesitaron 4 capas de fibra de carbón es por eso que se realizaron este número de cortes. Se colocó cinta adhesiva doble cara sobre todo el perímetro de la fibra de carbón con la que se va a reforzar la probeta (la cinta doble cara se coloca para evitar que la fibra de carbón se deshilache y se trabaje mejor con esta, fig. 47).

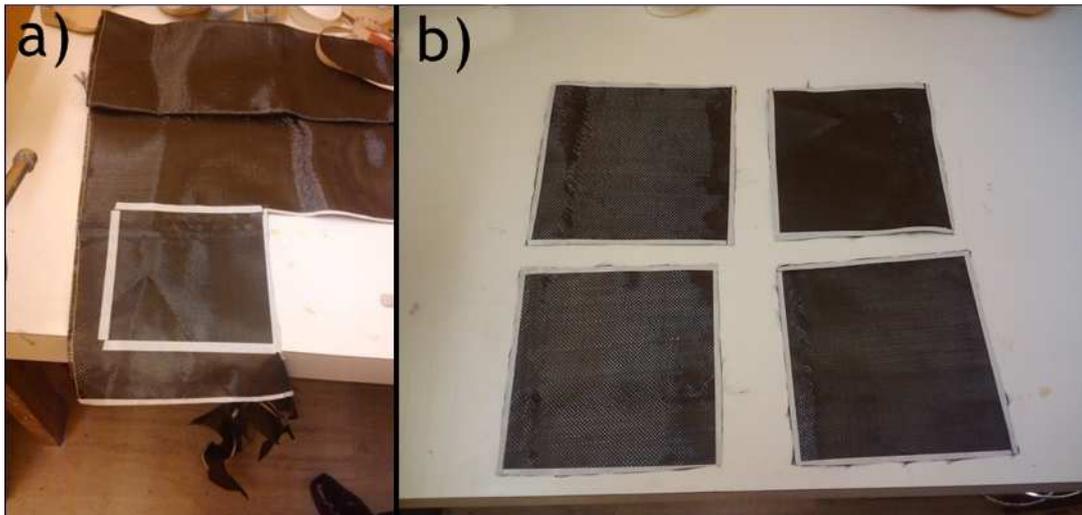


Figura 47. Fibra de carbono. a) Colocación de la cinta doble cara sobre la FC para realizar el corte, b) Cuadros de 16x16 de FC

Se cortó la fibra de carbón justo a un costado de donde pasa la cinta doble cara para obtener un parche de fibra de carbón. Y se colocó la fibra de carbón en donde se desea reforzar, se necesitan de dos capas de fibra juntas (fig. 48).



Figura 48. Colocación de la fibra de carbón.

A continuación se colocó un refuerzo de Nyglass, se colocó cubriendo toda la probeta y en la parte inferior se le hizo un amarre en el tubo y con cinta adhesiva se pegó. Nuevamente se colocó 2 capas de fibra y se pegó con la cinta doble cara. A continuación una capa de Nyglass, se amarró al tubo de succión. Ahora se le colocó la capa de Perlón y se realizó el amarre en el tubo con cinta adhesiva (fig. 49).



Figura 49. Acomodo del Perlón.

Finalmente se colocó una bolsa de PVA, nuevamente se humedeció la bolsa aproximadamente 10min y se colocó con la parte más angosta hacia arriba. Ver fig.50.



Figura 50. Colocación de la bolsa de PVA.

Ya vestido el molde con los refuerzos se preparó resina acrílica para la laminación. Se preparó por cada 100ml de resina, 3 cucharadas de catalizador. Se mezcló perfectamente la resina con el catalizador. También, se realizó el vaciado de la resina sobre la bolsa y se esparció sobre toda la probeta y especialmente donde está la fibra para que se impregnará uniformemente (fig. 51).



Figura 51. Vaciado e impregnación de la resina.

En caso de que haya un exceso de resina en el molde, se coloca el exceso en el extremo por donde se realizó el vaciado y se le hace un amarre con una media para evitar que se regrese la resina y también para que no le entre aire al molde. Se deja catalizando la resina con los refuerzos, esto tarda

aproximadamente un día. Finalmente cuando está totalmente seco se procede a realizar los cortes (El proceso de catalización depende en gran manera de la temperatura ambiente). Ver fig. 52.



Figura 52. Imagen del compuesto. a) Probeta después de un día de catalizar, b) Probeta cortada.

Finalmente, después de haber realizado la muestra de 15x15cm del material compuesto, se le realizaron las pruebas mediante fotoacústica, para así calcular algunas características mecánicas del material compuesto.

Capítulo 3.

Caracterización mecánica del material compuesto y localización de puntos críticos en prótesis acopladas con pacientes.

3.1. Principios básicos.

El efecto fotoacústico fue descubierto por A.G. Bell 1880, cuando observó que al incidir luz de sol intermitente sobre un material, se produjo un sonido audible [36]. La fotoacústica se define como la generación de ondas acústicas en un medio por absorción de radiación electromagnética en forma modulada. Las diferentes técnicas utilizadas para el estudio de la interacción de la luz con la materia proporcionan información de la muestra y sus propiedades cuando son sometidas a cambios en las variables termodinámicas, alguna de estas técnicas son destructivas, lo cual es una gran desventaja, cosa contraria sucede con la técnica fotoacústica cuando se trabaja en el régimen termoelástico (pulsos láser de baja energía que no producen desprendimiento del material).

La fotoacústica dada la practicidad en su implementación y la gran información que puede obtenerse de la muestra, se ha convertido en una herramienta poderosa para el estudio de diferentes procesos en mediciones mecánicas [37,38].

Muchas de las técnicas basadas en mediciones de velocidad de las ondas acústicas se han desarrollado, con el fin de determinar las constantes elásticas de los sólidos anisotrópicos debido a que es un método no destructivo. El enfoque convencional para la determinación de las propiedades elásticas de un material anisótropo, se basa en las mediciones ultrasónicas pulsadas realizadas sobre una probeta del material compuesto a utilizar, de tal manera que las ecuaciones que relacionan constantes elásticas y la velocidad de propagación de la onda son fácilmente invertidas [36].

3.1.1. Descripción de la prueba.

Se preparó una muestra del material compuesto de 15x 15cm empleado como refuerzo (con el acomodo de las capas visto en el capítulo 2, sección: manufactura del compuesto) con la finalidad de conocer sus características mecánicas, el pulso laser se utilizó como una fuente estándar de ultrasonido. Este pulso actúa como una fuente termoelástica de ondas elásticas a una frecuencia constante.

El arreglo implementado para determinar las constantes elásticas de las muestras se esquematiza en la figura 53. El láser utilizado es un Q-conmutada Nd: YAG Laser (QL) (modelo surelite I), con ancho de pulso 5 y 8 ns a una frecuencia de repetición de 10 Hz a 532 nm [36].

El haz laser es expandido a través de un sistema afocal y luego es enfocado por un lente enfocada sobre la muestra (M). El diámetro del punto enfocado es aproximadamente 2 mm. La salida de un fotodiodo rápido (FP) (con > 1 ns de tiempo de subida, de Thorlabs, Inc., modelo 201/579-7227) que recibe una parte del haz de láser se utiliza para disparar el osciloscopio (O). Las ondas acústicas se detectaron con un transductor piezoeléctrico PZT a 5 MHz (T). Las señales del transductor se registraron y almacenaron en un osciloscopio digital de 1 Ghz (Lecroy LC584M). La muestra se fija en una montura de traslación milimétrica [36,39].

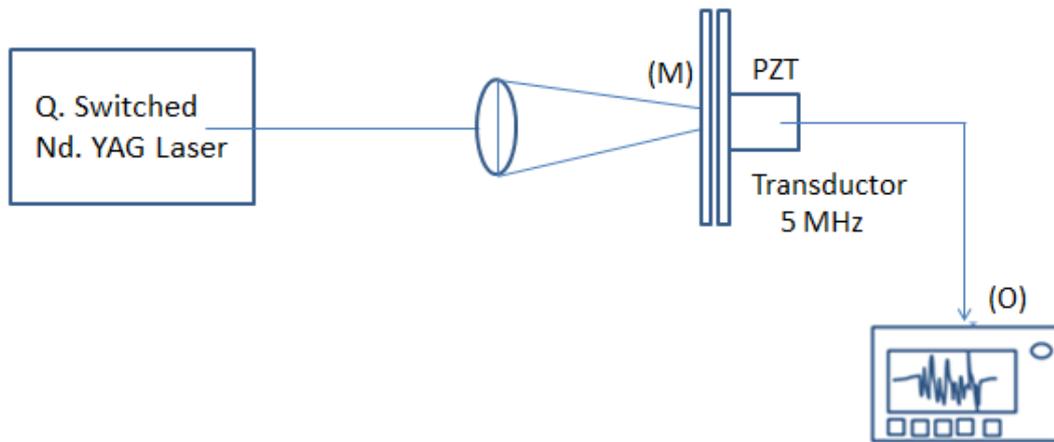


Figura 53. Diagrama esquemático de la configuración experimental para medir la velocidad de onda por la técnica fotoacústica. PZT = transductor piezoeléctrico,

La técnica fotoacústica, ha demostrado ser un método útil para medir velocidades y determinar las constantes elásticas de los materiales [36]. La velocidad de la onda acústica depende de la densidad del material y uno o más de los componentes de rigidez elástica para una dirección arbitraria. La fase y las velocidades son idénticas para ondas que se propagan a lo largo de las direcciones principales de simetría en la muestra.

Si se considera que es una lámina de material isotrópico con ejes principales orientados en un ángulo Θ con los ejes de referencia coordenados (en dos dimensiones) como se muestra en la figura 54.

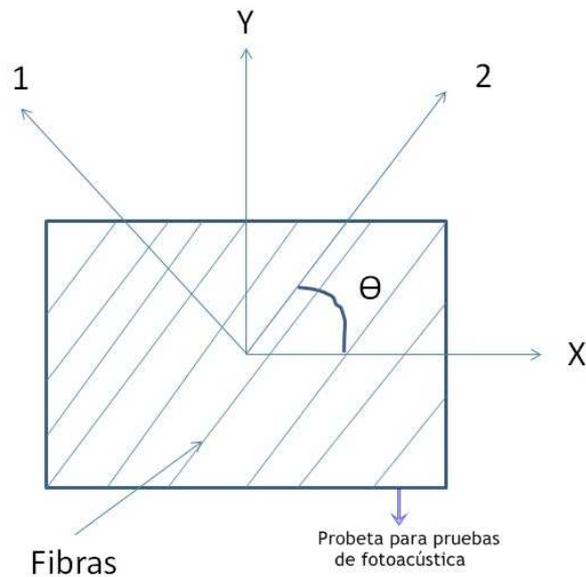


Figura 54. Diagrama esquemático, en dos dimensiones de la probeta para pruebas de fotoacústica con giro positivo en Θ .

La ley de transformación de las constantes elásticas para un material transversalmente isotrópico bajo la condición de rotación del sistema de coordenado, esto es, sobre el eje que pertenece al plano de isotropía (fig. 54) tiene para el material compuesto empleado módulos elástico aparente (E_x), demostrado por la siguiente expresión [40,41].

$$\frac{1}{E_x} = \frac{\cos^4\theta}{E_1} + \frac{\sin^4\theta}{E_2} + \frac{1}{4} + \left(\frac{1}{G_{12}} - \frac{2\nu_{12}}{E_1} \right) \sin^2 2\theta \quad \square$$

En donde,

$$E_x = \rho [V_x(\theta)]^2 \dots\dots\dots(2)$$

Asimismo, considerando la condición de simetría [39],

$$\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{\nu_{21}}{E_2}$$

Tenemos que,

$$E_1 = \rho V_1^2$$

$$E_2 = \rho V_2^2$$

Para nuestro caso la prueba se realizó de manera muy rápida por lo que $E_1 = E_2$

Por lo que:

$$E = \rho V_2^2 \dots\dots\dots(3)$$

Donde,

E= Modulo elástico del compuesto

ρ = Densidad del compuesto

V_1 = Velocidad longitudinal

G=Módulo de rigidez para un material isotrópico

ν = Relación de Poisson

3.1.2. Cálculos.

Los resultados teóricos se analizaron en base a la regla de las mezclas [34]. Se utilizó las principales consideraciones del material compuesto como lo son las densidades de los materiales, el peso y espesor de los materiales que conforman el compuesto.

Material Compuesto (Fibra de carbón, Nyglass, Perlón)

Datos del material compuesto.

Capas	Peso de las telas.			
4	Fibra de Carbon (FC)→	18.63g	a=15cm	l=15cm e=0.3cm
2	Nyglass(NG)-----→	6.47g		
1	Perlon(Pe)-----→	2.99g		

$$W_T = 28.09g$$

$$W_P = 83.28g$$

$$W_R = W_P - W_T$$

$$W_R = 55.19g$$

Donde;

W_T = Peso de todas las telas

W_P = Peso de la placa

W_R = Peso de la resina

$$Q_{FC} = 1.8 \frac{g}{cm^3}$$

$$Q_{NG} = 1.32 \frac{g}{cm^3}$$

$$Q_{Pe} = 1.15 \frac{g}{cm^3}$$

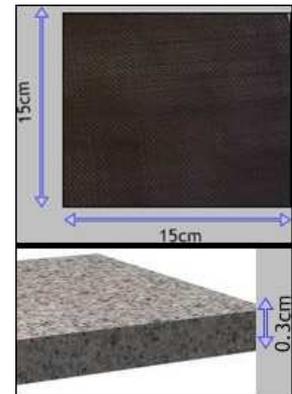
$$Q_{PMMA} = 1.19 \frac{g}{cm^3}$$

$$E_{FC} = 230MPa$$

$$E_{NG} = 72.5MPa$$

$$E_{Pe} = 2.24MPa$$

$$E_{PMMA} = 1.58Mpa$$



Donde:

Q_{FC} = Densidad de la Fibra de carbono

Q_{NG} = Densidad del Nyglass

Q_{Pe} = Densidad del Perlon

Q_{PMMA} = Densidad de la Resina acrilica

E_{FC} = Módulo elástico de la fibra de carbono

E_{NG} = Módulo elástico del nyglass

E_{Pe} = Módulo elástico del perlón

E_{PMMA} = Módulo elastico de la resina acrilica

Obtencion del volumen de todos los materiales que forman el compuesto.

$$V = \frac{W}{\rho} \left[\frac{g}{cm^3} \right] \dots\dots\dots(4)$$

Donde:

V= Volumen [cm³]; V_{FC}=Volumen FC; V_{NG}= Volumen NG ; V_{Pe}= Volumen Pe

W= Peso [g] ; W_{FC}= Peso del FC ; W_{NG}= Peso NG ; W_{Pe}= Peso Pe

ρ= Densidad [$\frac{g}{cm^3}$]; ρ_{FC}=Densidad FC; ρ_{NG}= Densidad NG ; ρ_{Pe}= Densidad Pe

V_{TT} = Volumen todas las telas.

V_R =Volumen de la resina

V_P =Volumen de la placa

Por lo que para cada compuesto tenemos que:

$$V_{FC} = \frac{W_{FC}}{\rho_{FC}} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = \frac{18.63[g]}{1.8[\frac{g}{cm^3}]} = 10.35[cm^3]$$

$$V_{NG} = \frac{W_{NG}}{\rho_{NG}} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = \frac{6.47[g]}{1.32[\frac{g}{cm^3}]} = 4.90[cm^3]$$

$$V_{Pe} = \frac{W_{Pe}}{\rho_{Pe}} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = \frac{2.99[g]}{1.15[\frac{g}{cm^3}]} = 2.6[cm^3]$$

$$V_{TT} = V_{FC} + V_{NG} + V_{Pe}$$

$$V_{TT} = 10.35 [cm^3] + 4.90 [cm^3] + 2.6 [cm^3]$$

$$V_{TT} = 17.85 [cm^3]$$

$$V_P = V_{TT} + V_R \dots\dots\dots(5)$$

De donde V_P es igual a:

$$V_P = a \times l \times e$$

$$V_P = 15[cm] \times 15[cm] \times 0.3 [cm] = 67.5 [cm^3]$$

$$V_P = 67.5 [cm^3]$$

Si de 5 despejamos a V_R tenemos que:

$$V_R = V_P - V_{TT}$$

$$V_R = 67.5 [cm^3] - 17.85 [cm^3] = 49.65 [cm^3]$$

Obtencion de las fracciones volumetricas de los materiales que forman el compuesto.

$$\% \mathbf{U} = \frac{V}{VTp} \dots\dots\dots(6)$$

Dónde:

% **U** = Fracción volumétrica

V= Volumen

VTp= Volumen total de la placa

Para obtener las fracciones volumétricas de las telas y la resina tenemos que:

$$\% \mathbf{U}_T = \frac{V_{TT}}{V_P} = \frac{17.8 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.2637$$

$$\% \mathbf{U}_T = 26.37\%$$

$$\% \mathbf{U}_R = \frac{V_R}{V_P} = \frac{49.65 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.7355$$

$$\% \mathbf{U}_R = 73.63\%$$

$$\% \mathbf{U}_{FC} = \frac{V_{FC}}{V_P} = \frac{10.35 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.1533$$

$$\% \mathbf{U}_{FC} = 15.33\%$$

$$\% \mathbf{U}_{NG} = \frac{V_{NG}}{V_P} = \frac{4.976 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.073$$

$$\% \mathbf{U}_{NG} = 7.3\%$$

$$\% \mathbf{U}_P = \frac{V_{Pe}}{V_P} = \frac{2.6 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.038$$

$$\% \mathbf{U}_{Pe} = 3.8\%$$

$$\% \mathbf{U}_R = \frac{V_R}{V_P} = \frac{49.6 [cm^3]}{67.5 [cm^3]} = 0.7348$$

$$\% \mathbf{U}_R = 73.48\%$$

Dónde:

$\mathbf{U}_{F.C}$ = Fracción volumétrica de la Fibra de Carbono

\mathbf{U}_{NG} = Fracción volumétrica del Nyglass

\mathbf{U}_{Pe} = Fracción volumétrica del perlón

\mathbf{U}_R = Fracción volumétrica de la Resina

\mathbf{U}_{TOT} = Fracción volumétrica de todo el material compuesto

$$\% \mathbf{U}_{TOT} = \mathbf{U}_{F.C} + \mathbf{U}_{NG} + \mathbf{U}_P + \mathbf{U}_R$$

$$\% \mathbf{U}_{TOT} = 1.1433 + 0.073 + 3.8 + 73.48$$

$$\% \mathbf{U}_{TOT} = \mathbf{99.99\%}$$

Obtencion del módulo elastico del material compuesto.

$$E_C = E_M v_M + E_F v_F \dots\dots\dots(7)$$

Dónde:

E_M = Módulo elástico de la matriz

v_M = Fracción volumétrica de la matriz

E_F = Módulo elástico de fibras

v_F = Fracción volumétrica de las fibras

Entonces, para nuestro caso:

$$E_{CL} = E_{F.C} v_{F.C} + E_{NG} v_{NG} + E_P v_P + E_R v_R$$

Dónde:

E_{CL} = Módulo elástico del compuesto longitudinal

$$E_{CL} = (150[\text{GPa}]) (0.15) + (72.5 [\text{GPa}]) (0.073) + (2.24 [\text{GPa}]) (0.038) + (1.58 [\text{GPa}]) (0.7348)$$

$$E_{CL} = 34.5 [\text{GPa}] + 5.2925 [\text{GPa}] + 0.085 [\text{GPa}] + 1.16 [\text{GPa}]$$

$$E_{CL} = 29.03 [\text{GPa}]; \text{ para } E_{F.C} \text{ baja densidad (BD)}$$

$$E_{CL} = (200 [\text{GPa}]) (0.15) + (72.5 [\text{GPa}]) (0.073) + (2.24 [\text{GPa}]) (0.038) + (1.58 [\text{GPa}]) (0.7348)$$

$$E_{CL} = 36.53 [\text{GPa}]; \text{ para } E_{F.C} \text{ alta densidad (AD)}$$

Obtencion de las densidades reales y experimentales del material compuesto.

$$Q_{RP} = \frac{W_p}{V_p} \left[\frac{g}{cm^3} \right] \dots\dots\dots(8)$$

Dónde:

Q_{RP} = Densidad real de la placa

Q_T = Densidad teórica de la placa

W_p = Peso de la placa

V_p = volumen de la placa

$$Q_{RP} = \frac{83.28 [g]}{67.675 [cm^3]}$$

$$Q_{RP} = 1.23 \left[\frac{g}{cm^3} \right]$$

$$Q_T = Q_{FC} v_{FC} + Q_{NG} v_{NG} + Q_{Pe} v_{Pe} + Q_R v_R$$

$$Q_T = (1.8 \left[\frac{g}{cm^3} \right])(0.15) + (1.32 \left[\frac{g}{cm^3} \right])(0.075) + (1.15 \left[\frac{g}{cm^3} \right])(0.038) + (1.19 \left[\frac{g}{cm^3} \right])(0.7348)$$

$$Q_T = 1.28 \left[\frac{g}{cm^3} \right]$$

3.1.3. Análisis de fotoacústica.

Para la conocer los resultados experimentales de las pruebas de fotoacústica, fue necesario hacer el análisis a detalle de la velocidad con la que se propaga la onda acústica para cada sección en la que se dividió la muestra (para esta prueba se analizaron los ángulos 0°, 30°, 45°, 60° y 90°) y se trazaron marcas de referencia cada 20mm para que el equipo tomara mediciones en dichos puntos y así tener las mediciones en todas las direcciones (fig. 55).

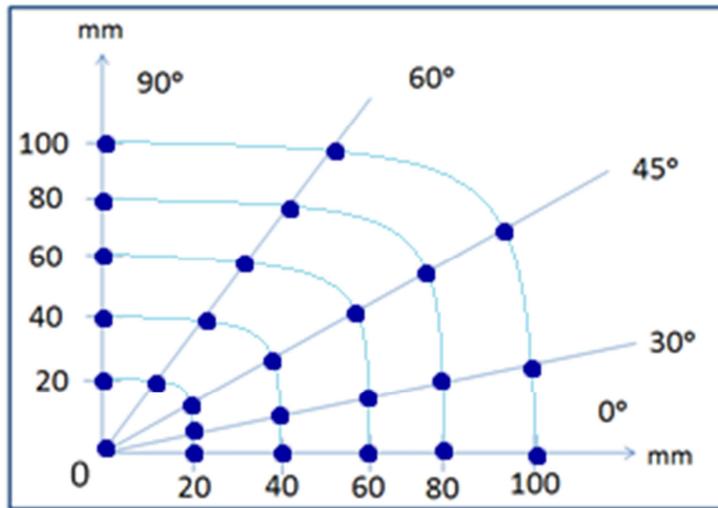


Figura 55. Esquema representativo de las zonas de interés en la probeta para realizar las mediciones la técnica de fotoacústica.

Para determinar la velocidad de la onda en cada dirección fue necesario establecer las divisiones o regiones de interés en donde se colocó el sensor para determinar la velocidad antes mencionada y así calcular el modulo elástico del material.

El módulo elástico del material se determinó con la ecuación 2:

$$E = \rho V^2 \dots\dots\dots(2)$$

Entonces para cada dirección y cada zona de interés en dicha dirección, se obtuvo el tiempo de arribo de la onda a través del material. Con estos resultados se realizó una gráfica distancia Vs. tiempo cuya pendiente nos indica la velocidad de propagación de la onda a través del material.

Para la medición a 0° los resultados de la velocidad de onda se muestran en la figura 56.

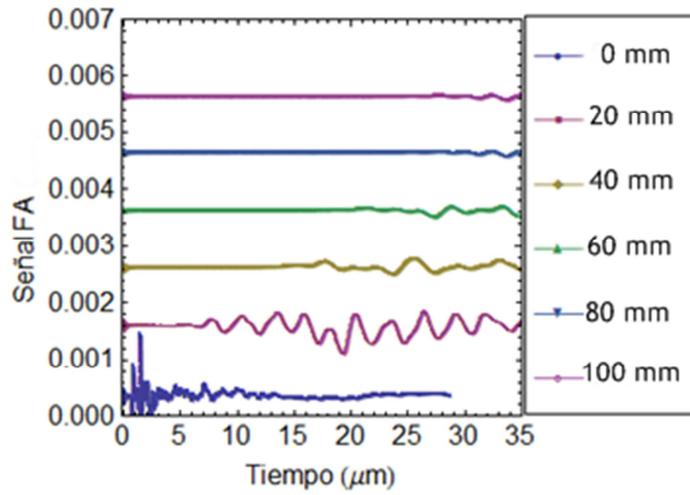


Figura 56. Tiempos de arribo de la señal fotoacústica para la medición del ángulo a 0° .

Para conocer los valores de la velocidad es necesario conocer el punto exacto en donde la onda acústica muestra su primera caída, por lo que es necesario ampliar cada onda y obtener ese valor, ya que la V_{prom} se obtiene rectificando todas las mediciones para un mismo ángulo. Por lo que en la figura 57, se observa la velocidad de onda para el punto de 0° .

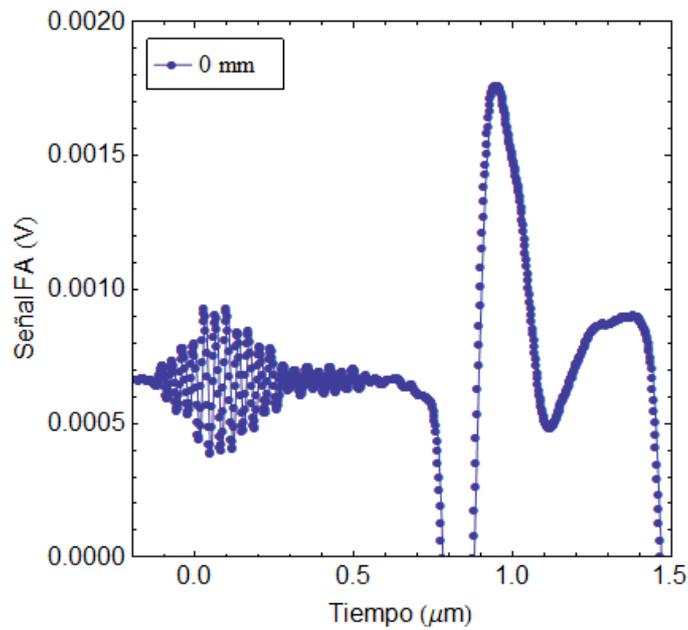


Figura 57. Onda acústica amplificada para la medición en 0° .

Ahora en la figura 58 se muestra la onda acústica en el punto 30°.

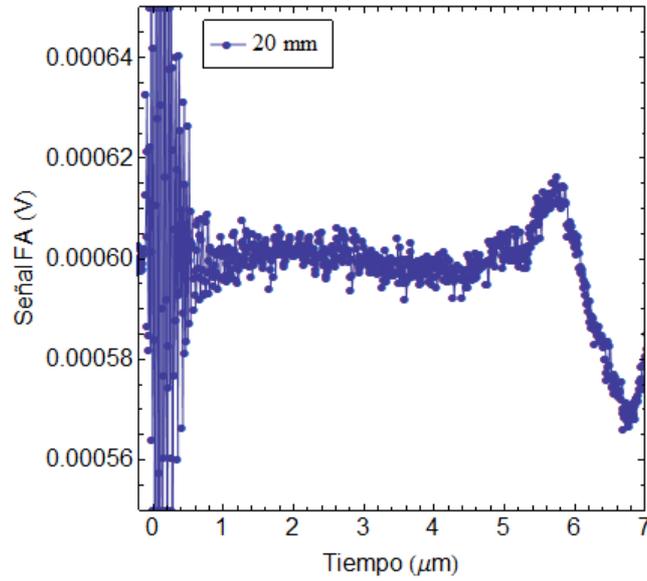


Figura 58. Onda acústica amplificada para la medición en 30°.

En la figura 59 se muestra la velocidad de onda para el punto 45°.

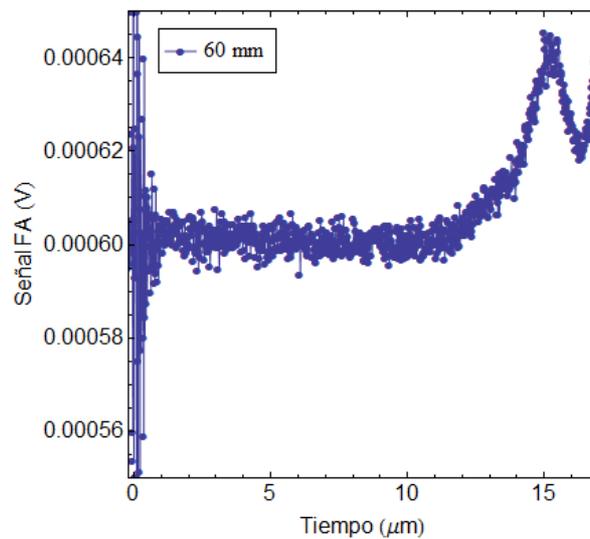


Figura 59. Onda acústica amplificada para la medición en 45°.

En la figura 60 se muestra la onda acústica para el punto de medición en 60°.

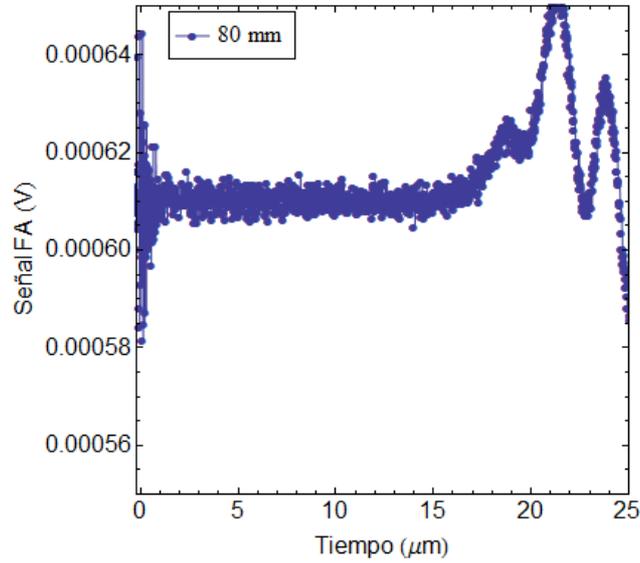


Figura 60. Onda acústica amplificada para la medición en 60°.

Y finalmente en la figura 61 se observa la onda acústica amplificada para el punto de 90°.

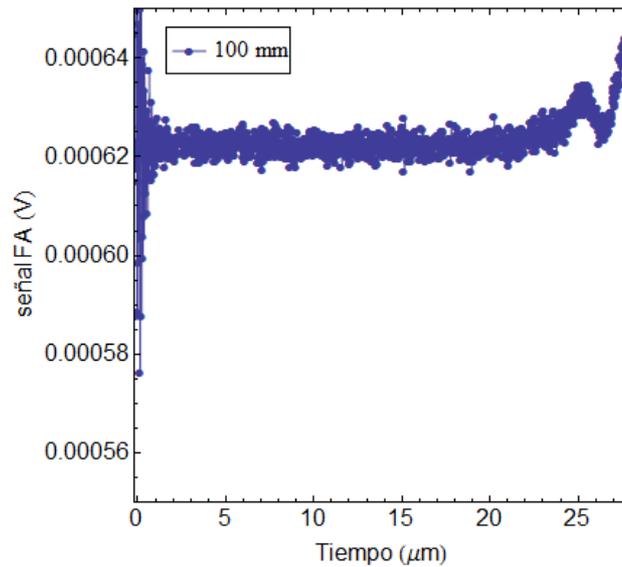


Figura 61. Onda acústica amplificada para la medición en 90°.

Obteniendo las primeras caídas de la onda fotoacústica, se obtiene la gráfica distancia Vs. tiempo. La pendiente de dicha gráfica indica el valor de la velocidad promedio en la que se propaga la onda a través del material, valor necesario para obtener el módulo elástico en la dirección analizada. En la figura 62 se observa la gráfica distancia Vs. tiempo.

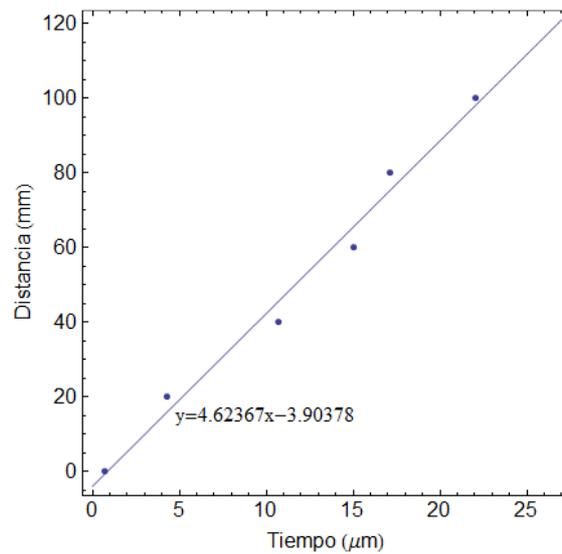


Figura 62. Gráfica de las velocidades promedio para 0°.

De la gráfica 62 obtenemos la pendiente que es igual a $4623.6 \left[\frac{m}{s^2} \right]$

Por lo que si se utiliza la formula $E = \rho V^2$ tenemos que:

$$E = (1280)(4623.6)^2 = 2.736342651 \times 10^{10} = 27.36 \text{ [GPa]}$$

$E = 27.36 \text{ [GPa]}$, para el material compuesto en dirección 0°.

Este análisis se realizó para cada ángulo en que se trazó en la probeta. Por lo que estamos hablando de 25 gráficas en total, 5 puntos por cada ángulo. Entonces para simplificar estas gráficas sólo se mostraran la distancia Vs. tiempo para los 4 ángulos restantes

En las figuras 63, 64, 65 y 66 se muestran las pendientes de las velocidades de las ondas para 30°, 45°, 60° y 90° respectivamente; con ellas se obtienen los módulos elásticos en esas direcciones.

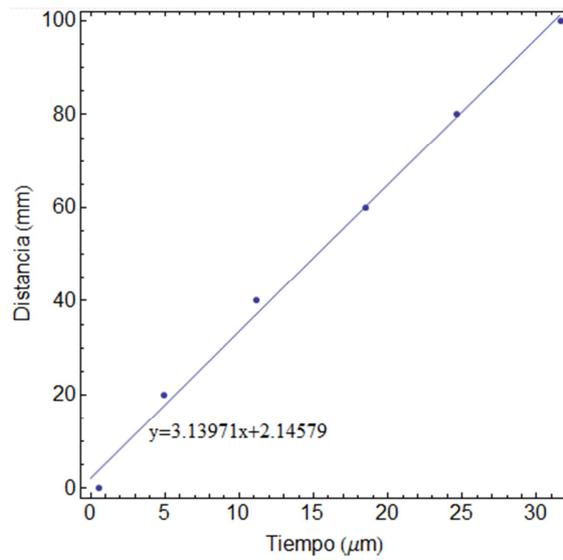


Figura 63. Gráfica de las velocidades promedio para 30°.

De la figura 63 obtenemos la pendiente que es igual a $3139.7 \left[\frac{m}{s^2} \right]$

$$E = (1280)(3139.7)^2 = 1.26178766 \times 10^{10} = 12.61 [\text{GPa}]$$

$$E = 12.61 [\text{GPa}]$$

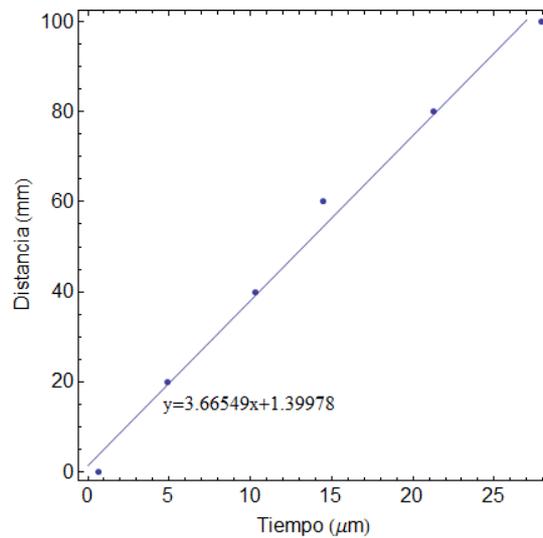


Figura 64. Gráfica de las velocidades promedio para 45°.

De la figura 64 obtenemos la pendiente que es igual a $3665.4 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ por lo que

$$E = (1280) (3665.4)^2 = 1.71979916 \times 10^{10} = 17.19 [\text{GPa}]$$

$$E = 17.19 [\text{GPa}]$$

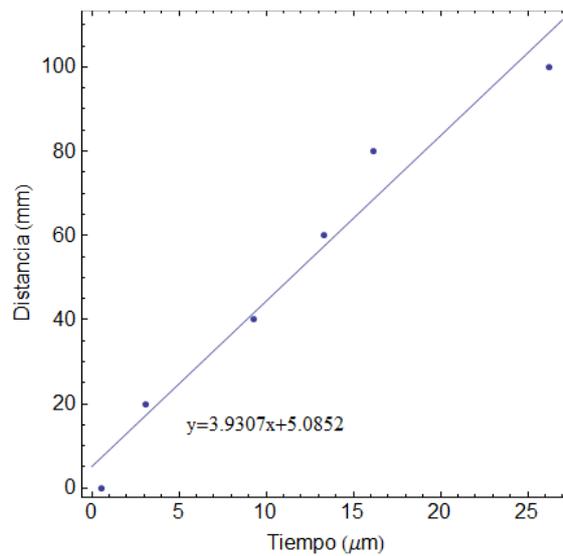


Figura 65. Gráfica de las velocidades promedio para 60° .

De la figura 65 obtenemos la pendiente que es igual a $3930.4 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ por lo que:

$$E = (1280)(3930.4)^2 = 1.977651 \times 10^{10} = 19.77 [\text{GPa}]$$

$$E = 19.71 [\text{GPa}]$$

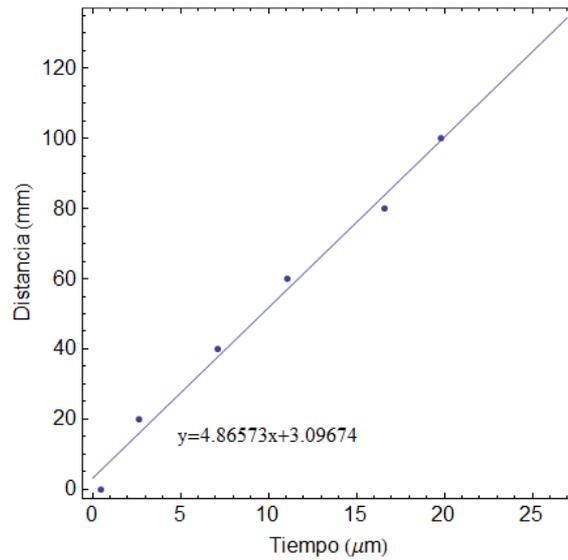


Figura 66. Gráfica de las velocidades promedio para 90°.

De la figura 66 obtenemos la pendiente que es igual a $4685 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ por lo que:

$$E = (1280)(4685)^2 = 3.03049 \times 10^{10} = 30.30 [\text{GPa}]$$

$$E = 30.30 [\text{Gpa}]$$

En resumen se ha logrado obtener los módulos elásticos del material compuesto en 5 diferentes orientaciones del material, por lo que se conocen las características del material según las necesidades de las prótesis. En la figura 67 se observa los módulos elásticos del compuesto, por lo que es más fácil conocer la resistencia al material según la orientación.

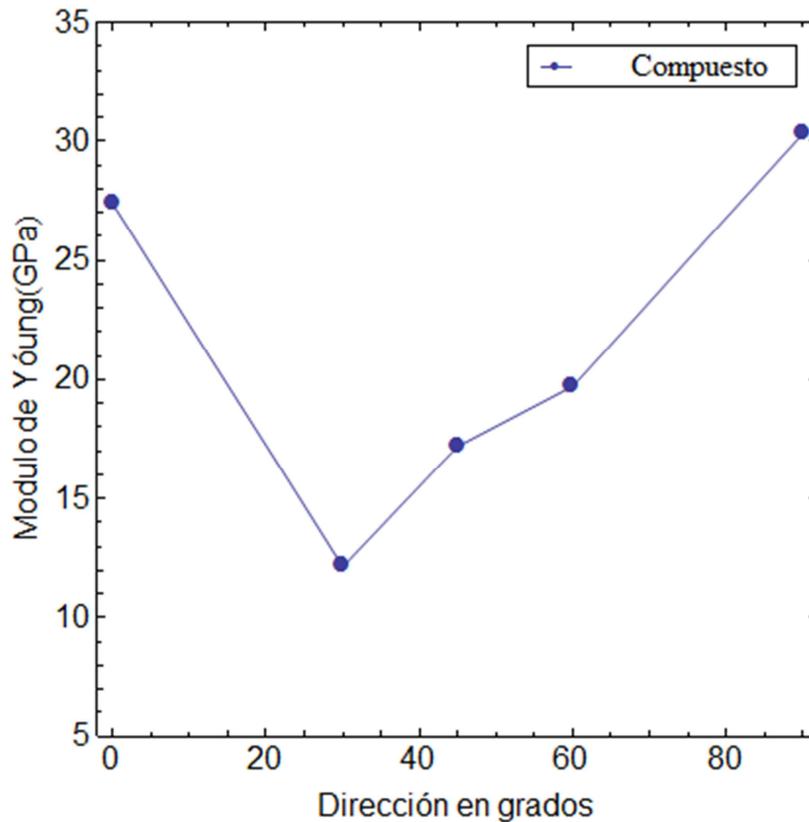


Figura 67. Gráfica de módulos elásticos Vs. orientación del compuesto.

En la gráfica 67 se puede observar la variación del módulo de Young del compuesto en diferentes orientaciones, esto es de utilidad ya que con las pruebas de CID se entendió más como es que está actuando la deformación en la prótesis; con los resultados experimentales se justifica el cubrir diferentes necesidades en la fabricación de las prótesis ya que si queremos que el sistema soporte un mayor carga es necesario colocar el material compuesto de manera perpendicular al peso es decir, con la orientación de 90° en la misma dirección del peso, ya que en 90° es en donde el material se comporta con una mayor resistencia. Ahora bien si la prótesis es para una situación de carga menor, la colocación del material puede ser a 30° , 45° o 60° dependiendo de qué tanta carga se requiera soportar, lo recomendable es hacer uso de esta información junto con la información que arroje el estudio de CID pues, ahí te das cuenta que el porcentaje de esfuerzo/deformación varía mucho dependiendo del peso del paciente, y si a esto le agregamos que se conocen las características el material el refuerzo que se le aplique será de manera correcta dependiendo la necesidad de la prótesis.

3.2. Consentimiento informado para pruebas con pacientes.

El *consentimiento informado* es el procedimiento mediante el cual se garantiza que el sujeto ha expresado voluntariamente su intención de participar en la investigación, después de haber comprendido la información que se le ha dado, acerca de los objetivos del estudio, los beneficios, las molestias, los posibles riesgos y las alternativas, sus derechos y responsabilidades [34].

Este estudio fue aprobado por el comité de investigación del INR con número 40/11. El sujeto participante expresó su consentimiento por escrito y por un testigo independiente del equipo de investigadores.

3.3. Pruebas a los sistemas protésicos fabricados con polipropileno.

Después de que se cuenta con todas las consideraciones éticas de acuerdo con el comité de investigación del INR se inician las pruebas con el paciente.

Esta prueba se realizó con dos férulas con cortes diferentes a un paciente de 1.65m y 85 kg, el objetivo es localizar los puntos críticos de ambas férulas, para obtener estos resultados se calibró el equipo, se realizó el montaje del equipo y se aplicó la técnica de preparación que se localizó, rociar hasta cubrir todo la pieza. A diferencia con las férulas anteriores estas dos son tomadas del molde de un paciente. Aquí ya se considera la alineación, implementa el socket blando para que apoye sin lastimar.

Las férulas están hechas de polipropileno, una de ellas tiene un corte anterior y sujeción en la región de los metatarsos y en la tibia (F3), la otra tiene un corte posterior y sujeción en la región de la tibia (F4), se les colocó un tacón de EVA con altura de 3 cm, ambos tacones se colocaron con Resistol (3080). Para sujetar a F3 se le colocó una cinta de contactel en la región media de la tibia y un poco de cinta adherente en la parte baja de la tibia. A F4 se le colocó la sujeción en la zona anterior del tobillo y también en la región de la tibia. Fig.68. La diferencia con F1 y F2 es que estos sistemas se realizaron con el molde de un paciente con amputación parcial de pie a un nivel Chopart.

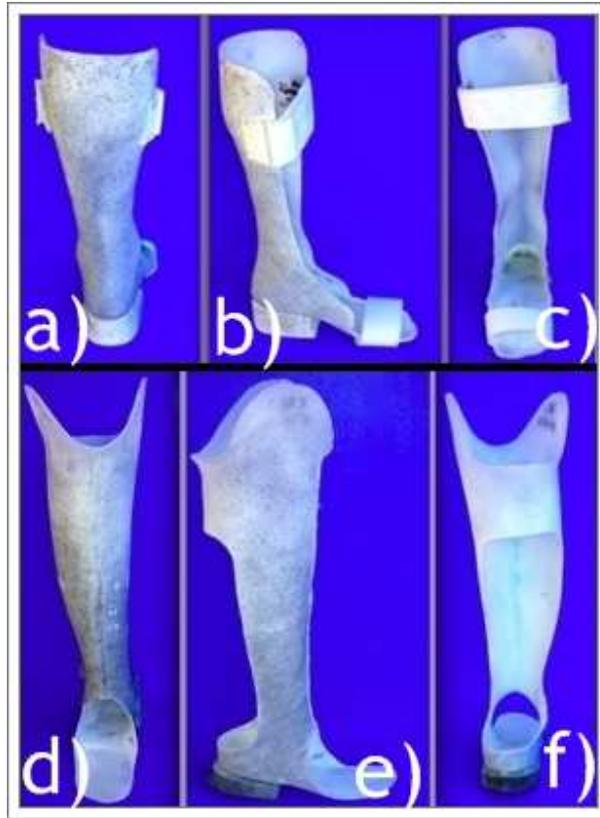


Figura 68. Sistemas protésicos hechos de polipropileno, para el paciente F3 y F4. a) Vista posterior de F3, b) Vista lateral de F3, c) Vista frontal del F3, d) Vista frontal de F4, e) Vista lateral de F4 y f) Vista posterior de F4.

Para la preparación de estos sistemas se tomó en cuenta los factores de preparación para una buena toma puntos 1, 2 y 3 de apartado del capítulo 2. Después de cubrir los sistemas con la base blanca se preparó la superficie de puntos negros fig.69, tomando en cuenta únicamente el área de interés, para nuestro caso es un área de 13x10cm y la preparación indica que los puntos deben de ser uniformes y abarcar toda el área de interés.



Figura 69. Preparación de la superficie ambos sistemas. a) Preparación de puntos negros de F4, b) Superficie preparada de F3 y c) Sistemas protésicos F3 y F4 preparados para prueba de CID.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de 0° y a la altura mínima que el equipo nos permite (35 cm). La prueba además se realizó sobre varias tarimas para alcanzar una altura de 50 cm (fig. 70) ya que a esa altura y con esos ángulos se obtiene una buena iluminación con la geometría que se está trabajando. Los sistemas tienen que estar a una distancia de 63cm que es lo que indica a la hora de realizar la calibración.

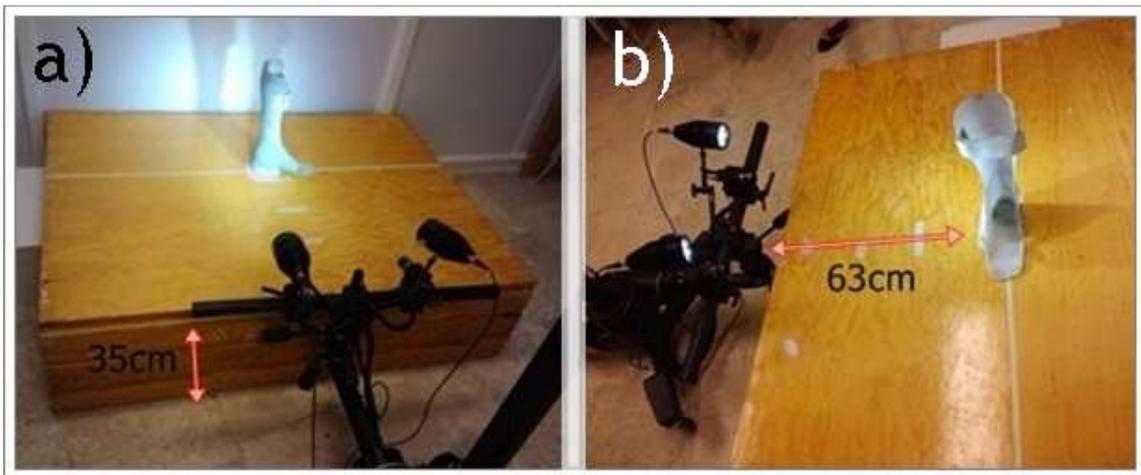


Figura 70. Condiciones para la prueba de CID. a) Altura necesaria del equipo para la toma de imágenes, b) Distancia necesaria entre las cámaras y la férula.

Se analizó la fase de apoyo de una zancada, colocando marcas de referencia en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso para repetitividad de la prueba (fig. 71). Se le pidió al paciente que se colocara su sistema protésico y que caminara durante 5min para habituarse a ella; con el equipo se toma una serie de 50 imágenes a 15 Hz y así comienza la prueba.

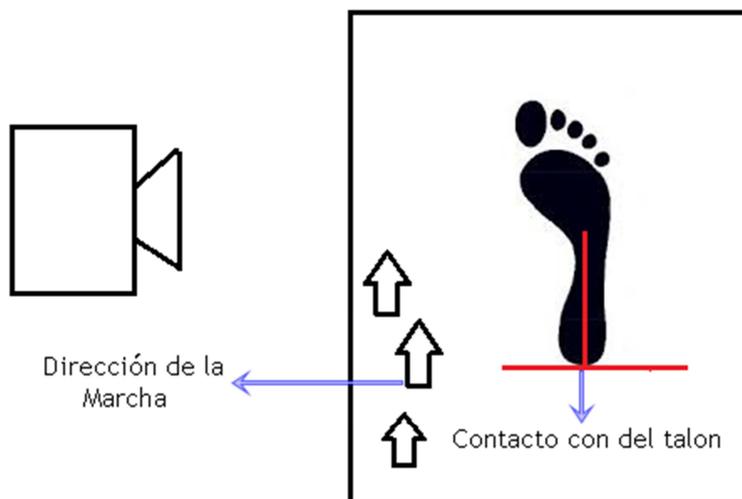


Figura 71. Marcas de referencia para toma de datos.

Los resultados para estas pruebas demuestran la existencia de puntos críticos en los sistemas protésicos, y que con este método se localizan. Para F3 se obtuvieron los siguientes resultados (fig.72).

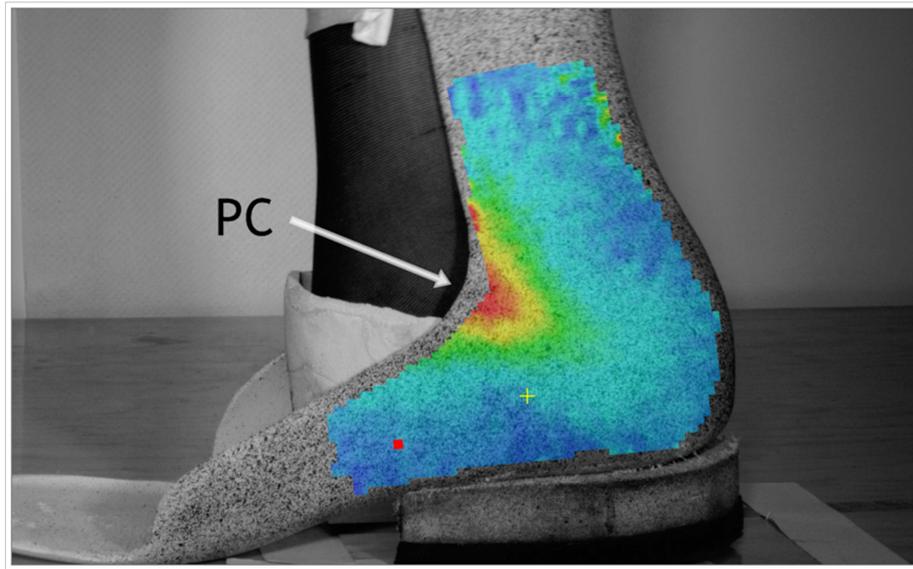


Figura 72. Punto Crítico F3 de paciente.

Y para la F4 los puntos críticos se observan en la figura 73.

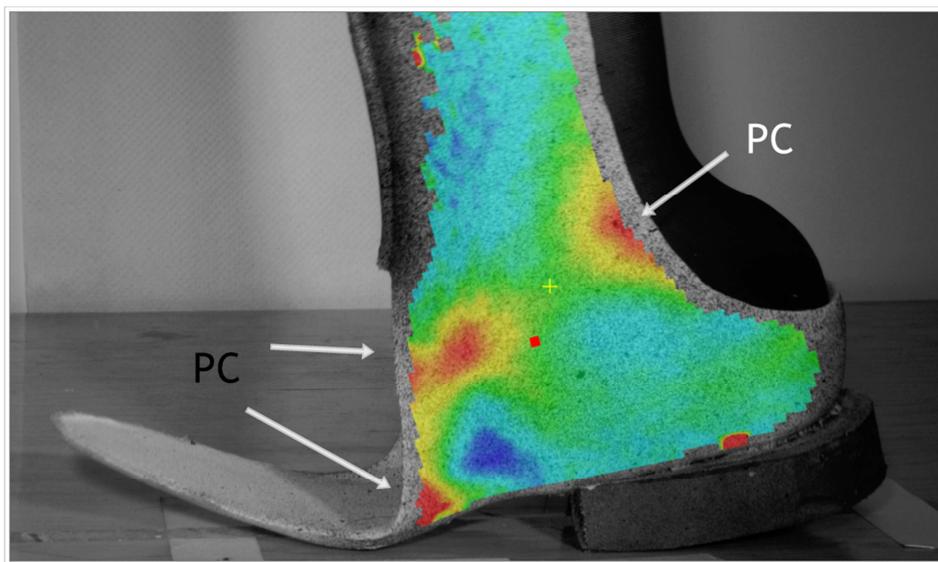


Figura 73. Puntos Críticos de F5 de paciente.

Los resultados son valores reales de la deformación existente en los sistemas protésicos en la fase de apoyo medio. Estos valores son de gran ayuda ya que conociendo los principales puntos críticos se comienza a reforzar los sistemas protésicos en las zonas que más lo necesitan.

3.3.1. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico corte anterior en polipropileno.

En la figura 74 se observa el mapa de deformación de F3 y los vectores en la dirección de deformación.

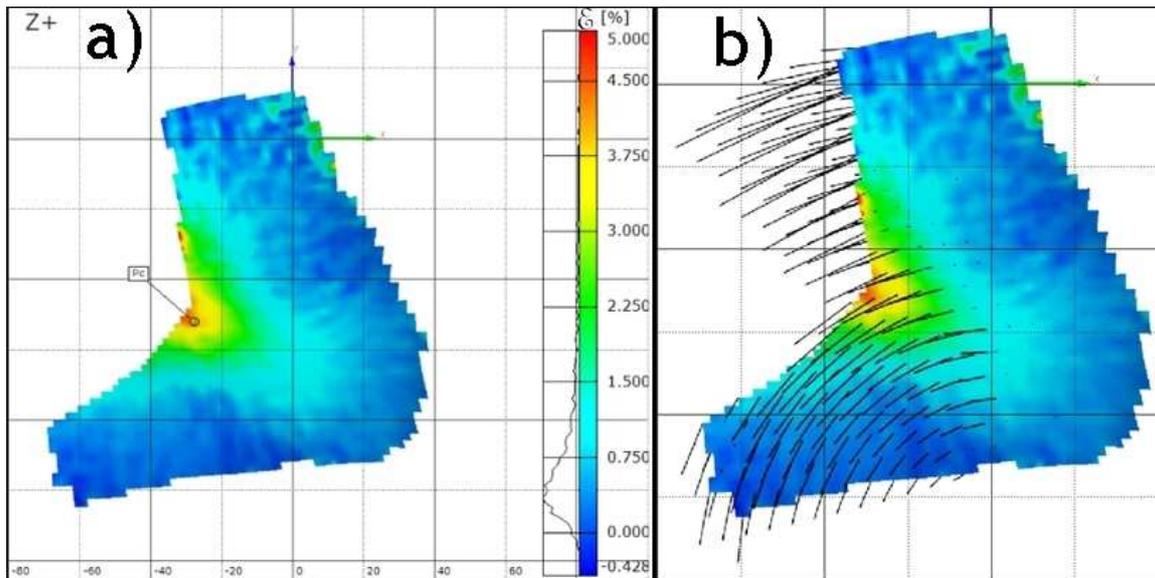


Figura 74. Porcentajes de deformaciones y vectores de desplazamiento para la F3. a) Localización del punto crítico y b) Vectores de desplazamiento durante la fase de apoyo medio.

En la figura 75, se observa el análisis de una región lineal de 7 cm de longitud 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 la fase de apoyo medio, se observa como aumenta la deformación al pasar la carga aplicada por el paciente de la parte posterior a la parte anterior de la prótesis.

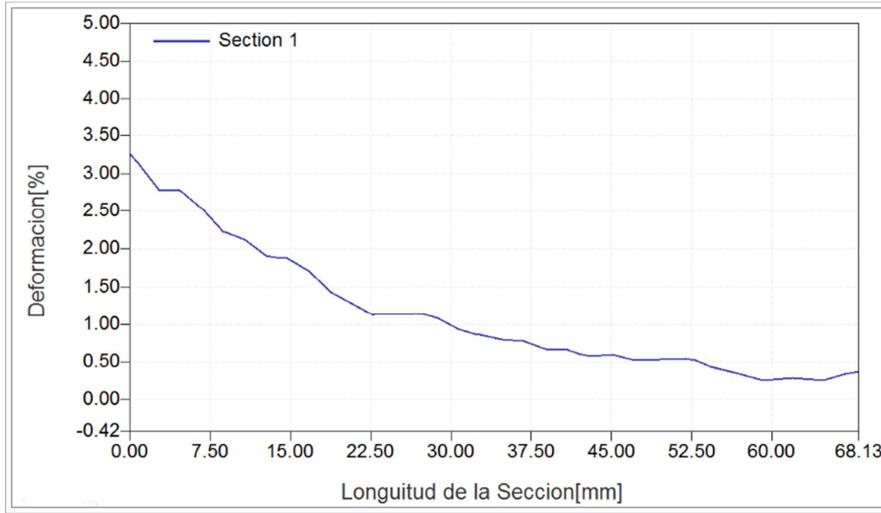


Figura 75. Perfil de la sección de la fase de apoyo medio de F3.

En la figura 76 se observa la gráfica del punto crítico (PC) localizado y su porcentaje de deformación, en esta grafica se muestra la deformación Vs. número de faceta donde se localizaron cada una de las subfases. Las subfase CI (contacto inicial) corresponde a la faceta 0, la subfase AM (apoyo medio) se localizó en la faceta 16 y la subfase DT (despegue del talón) en la faceta 18, donde también se obtuvo la mayor deformación del punto crítico con un valor de 4.70%.

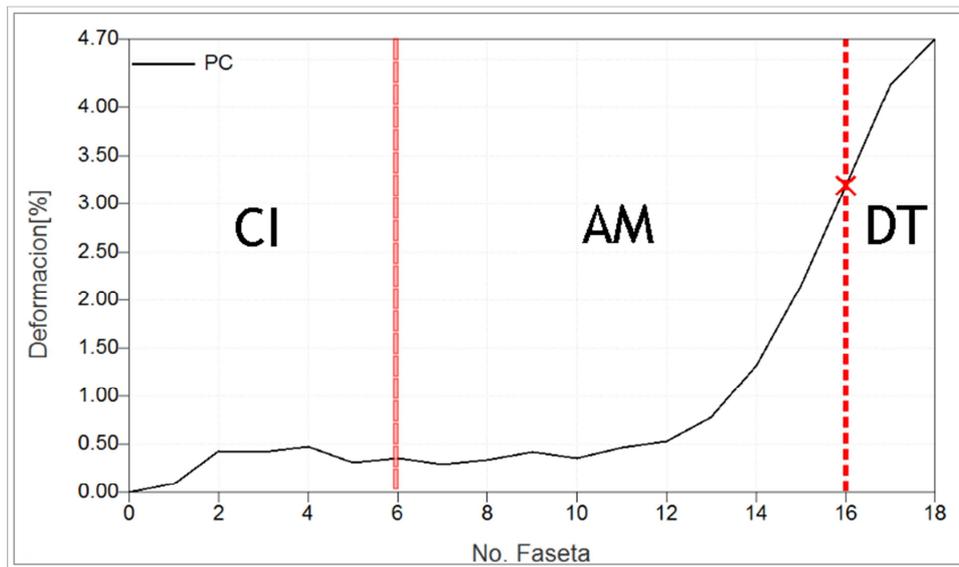


Figura 76. Perfil de punto crítico de F3.

3.3.2. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico de corte posterior en polipropileno.

En la figura 77 se muestra el mapa de la deformación y los vectores de desplazamiento de la deformación.

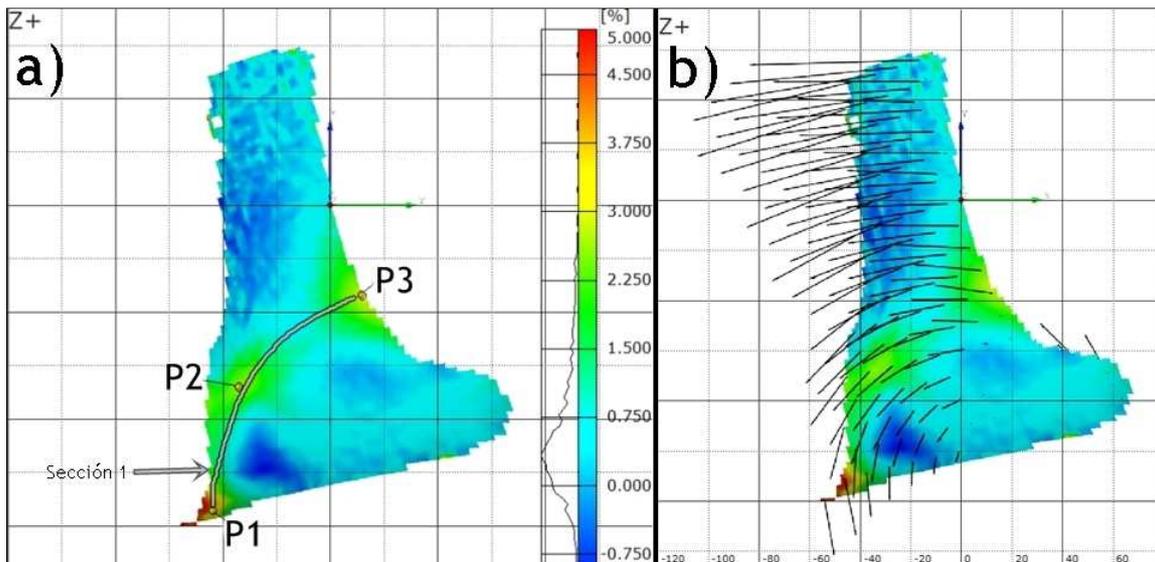


Figura 77. Porcentajes de deformación y vectores para la F4. a) Localización de los puntos críticos y la sección de dichos puntos, b) Vectores de desplazamiento durante la fase de apoyo medio.

Para comprender mejor la deformación que está sufriendo el sistema se analizará la deformación en los puntos críticos localizados y de la región de deformación total. En la figura 78 se muestra el análisis de la sección 1, en donde se midió la deformación durante 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. El porcentaje de deformación más alto es de aproximadamente 3.9%.

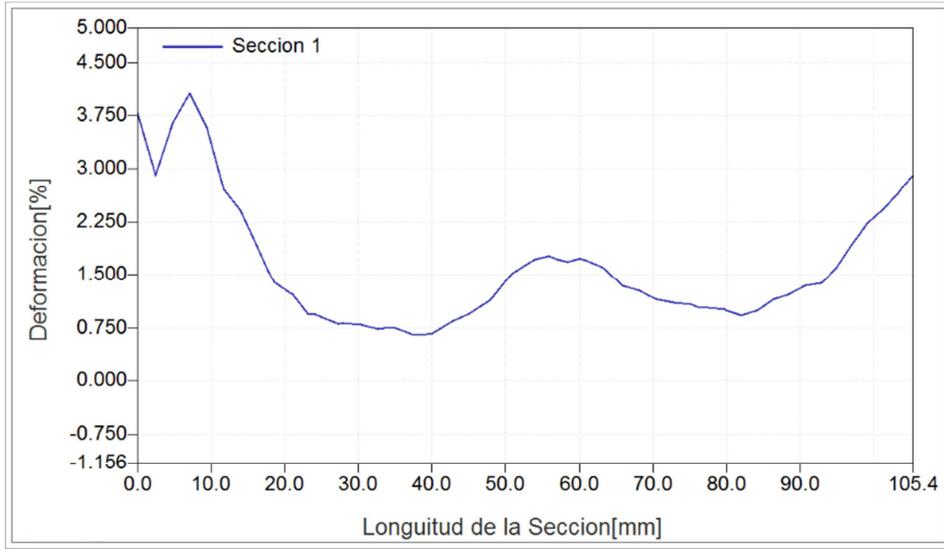


Figura 78. Perfil de la sección de la fase de apoyo medio de F4. Correspondiente a la sección 1 marcada en la figura 77(a)

En figura 79 observa la gráfica de los puntos críticos localizados (P1, P2, P3) para F4 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.

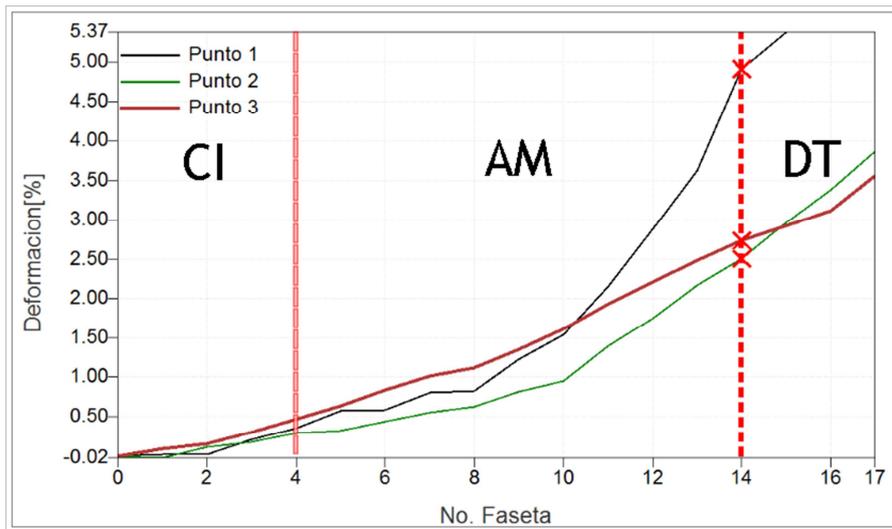


Figura 79. Perfil de punto crítico de F4.

3.4. Prueba de sistema protésico corte posterior reforzado.

Esta prueba se realizó con la férula de corte posterior pero reforzada con el material compuesto (F5), el objetivo es evaluar los puntos críticos en un sistema protésico reforzado, para comparar la deformación que existe en una férula sin y con refuerzos. Para obtener estos resultados se calibró el quipo, se realizó el montaje del equipo y se aplicó la técnica de preparación que ya se domina. A diferencia de los otros sistemas protésicos este lo tomó el protesista, y se modificó a partir de sus conocimientos. Aquí ya se tomó en consideración la alineación, y se realizó el socket blando para que apoye sin lastimar.

La férula está hecha de polipropileno con un refuerzo que consta de varias capas de materiales compuestos (2capas de FC, 1Ny, 2FC, 1Ny, 1P), el refuerzo se aplicó en la parte del empeine y hasta los maléolos, rodeando toda el área de estas zonas. Se les colocó un tacón de EVA con altura de 3 cm adherido con Resistol 3080 (fig. 80). La sujeción es en la zona anterior del tobillo y en la región de la tibia.



Figura 80. Imagen de F5.

Para la preparación de F5 se tomó en cuenta las consideraciones que ya dominamos con respecto a la preparación y acomodo del equipo. Quedando la región a analizar preparada como en se observa en la figura 81.



Figura 81. Preparación de la superficie de F5.

La prueba se realizó con las cámaras a un ángulo de inclinación de 10° y a la altura mínima que el equipo nos permite (35 cm) (fig.82). La prueba además se realizó sobre varias tarimas para alcanzar la altura de 35cm ya que a esa altura y con esos ángulos se obtiene una buena iluminación de la región de interés. El sistema tiene que estar a una distancia de 63 cm.



Figura 82. Posición de cámaras e iluminación durante mediciones en sistemas protésicos.

Se analizó la fase de apoyo de una zancada, colocando marcas en donde el tacón debe de comenzar a dar el paso y ahora con una apertura de 60°, así como en la prueba pasada, se le pide al paciente que se coloque su prótesis camine 5min para acoplarse a ella. Se le indica al programa que tome una serie de 50 imágenes y se inicia la prueba.

Los resultados para esta prueba se observan en la figura 83 y demuestran la existencia de puntos críticos en los sistemas protésicos reforzados y coinciden con los puntos críticos de los sistemas protésicos sin reforzar. Claro que la deformación se ve disminuida alrededor de 57%.

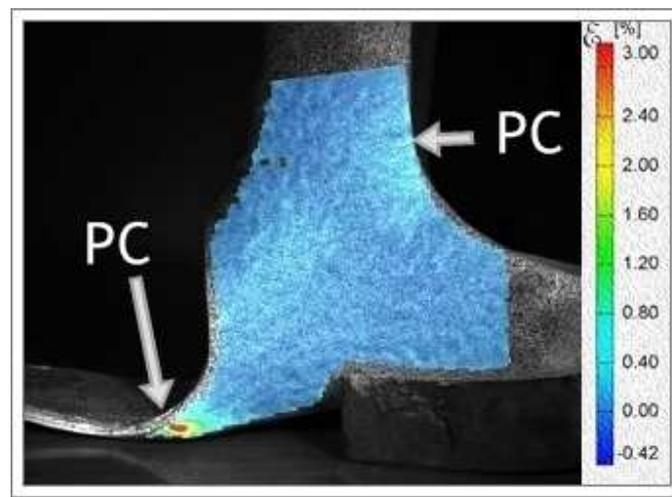


Figura 83. F5, localización de los puntos críticos y el porcentaje de deformación.

Con las pruebas realizadas observamos claramente que existen puntos críticos en los sistemas protésicos; además, que si no son reforzados adecuadamente se pueden llegar a fracturar en zonas en donde hay concentración de esfuerzo/deformación y el paciente puede llegar a correr un riesgo de caída o incluso una lesión.

3.4.1. Análisis de desplazamiento y deformación para el sistema protésico de corte posterior reforzado.

Como ya se mencionó en el capítulo anterior después de que se realiza la prueba al paciente con el sistema hecho de puro PP y se verifica que no haya molestias y que además este sistema logró la correcta alineación se prosigue a aplicar el refuerzo. Hasta hoy en día los refuerzos que se aplican no cuentan con un análisis y es por eso que los protesistas cubren todo el sistema con el refuerzo, esto hace que se gaste material que tal vez no sea necesario.

Se decidió hacer el análisis del sistema protésico de corte posterior debido a que a la paciente le resultaba más cómodo este sistema. Y es por eso que se reforzó solo este sistema. En la figura 84 se observa el mapa de la deformación y los vectores de desplazamiento de la misma.

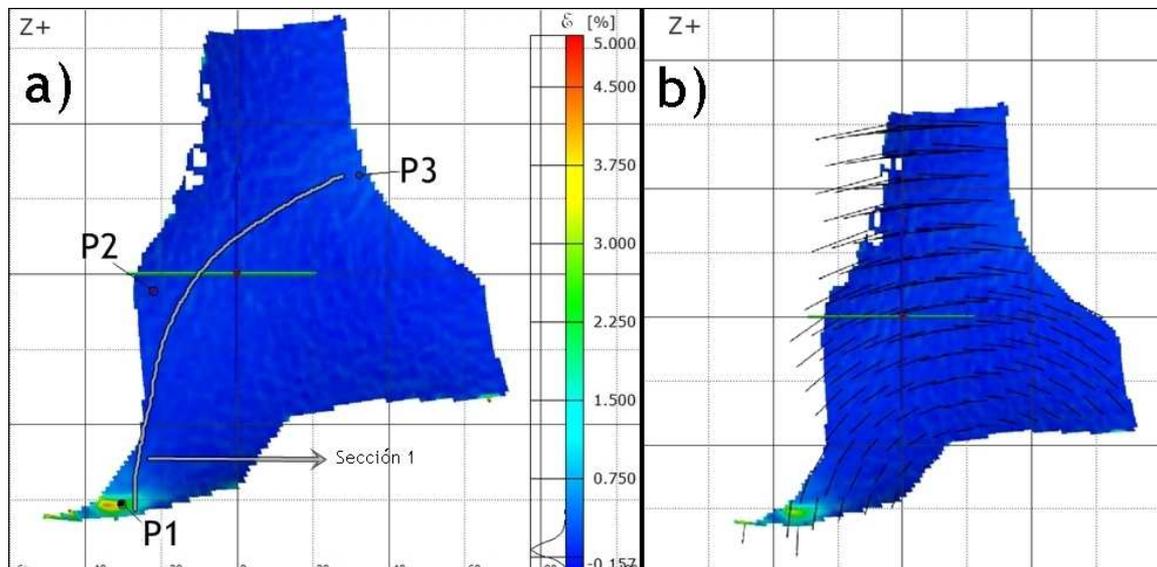


Figura 84. Porcentajes de deformación y vectores para la F5. a) Localización de los puntos críticos y la sección de dichos puntos, b) Vectores de desplazamiento durante la fase de apoyo medio.

En la figura 85 se presenta el análisis de la deformación Vs. sección de interés, se observa el análisis de la fase de apoyo medio. Se seleccionó la misma sección que en F4 para comparar las deformaciones ya con el material compuesto aplicado. El porcentaje de deformación más alto fue de aproximadamente 1.251%.

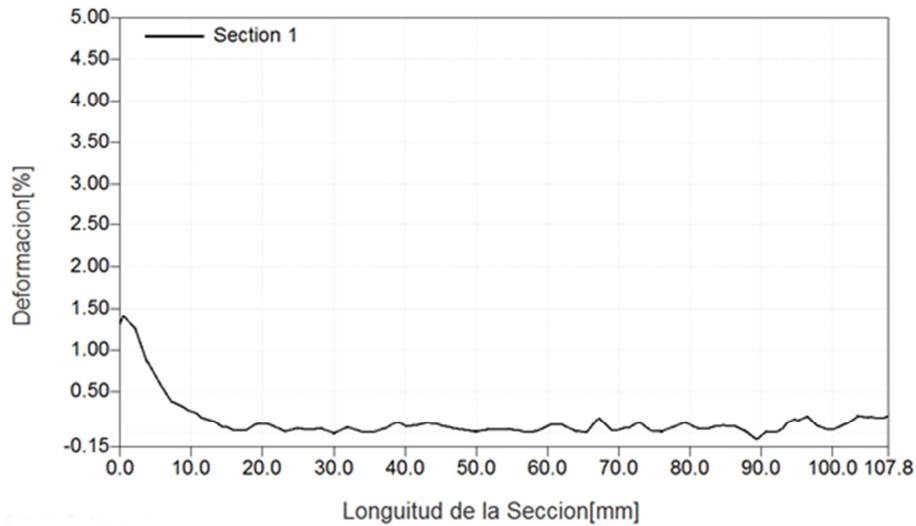


Figura 85. Perfil de la sección de la fase de apoyo medio de F5. Correspondiente a la sección 1 marcada en la figura 84(a).

En la figura 86 se observa el análisis de los puntos críticos P1, P2, P3 para la férula F5, estos puntos se ubicaron en las mismas coordenadas que los puntos de F4 para hacer la comparación de deformación. Se observa que para P1 de F5, el valor máximo de deformación se localizó en las subfase DT, con 2.83% de deformación. Mientras que para P2 y P3 de F5 los valores de deformación máxima están alrededor de 0.50% y 0.40% respectivamente, en la fase de DT.

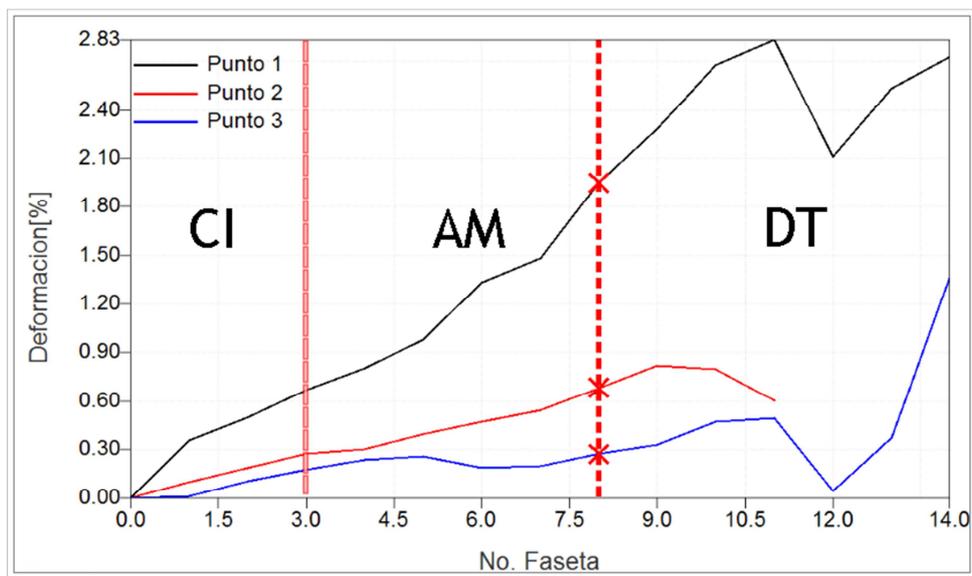


Figura 86. Perfil de puntos críticos de F5.

Capítulo 4.

Discusión de Resultados y Conclusiones

4.1. Resultados.

Los resultados que se presentan en este trabajo se dividen en cuatro partes. La primer parte corresponde a la prueba de fotoacústica realizada a la muestra de materiales compuestos, con lo anterior se determinaran los módulos elásticos del compuesto en diferentes orientaciones. La segunda parte corresponde al análisis de CID a los dos sistemas protésicos que se fabricaron para las pruebas con la paciente, es decir, la técnica adecuada para localizar los puntos críticos. La tercera parte corresponde al análisis completo de ambos sistemas, es decir, la deformación de cada punto crítico localizado y las gráficas de deformación que se obtuvieron de las pruebas. Y finalmente, en la cuarta parte, los análisis de resultados específicos del sistema protésico de corte posterior reforzado con los materiales compuestos, este se compara con el mismo sistema pero sin refuerzo.

4.1.1. Análisis de resultados de fotoacústica.

En esta sección se la comparan los resultados obtenidos teóricos aplicando la regla de las mezclas y los resultados experimentales usando la técnica de fotoacústica. En la tabla 6 se despliegan los resultados teóricos y en la tabla 7 los resultados experimentales.

Tabla 6. Valores teóricos de los módulos elásticos, para fibra de carbono de baja densidad y para la fibra de carbono de alta densidad.

E[GPa], para FC baja densidad	E[GPa], para FC alta densidad
29.03	36.53

Tabla 7. Módulos de Young determinados por fotoacústica.

Dirección del ángulo	E [GPa]
0°	27.36
30°	12.16
45°	17.19
60°	19.71
90°	30.3

Los valores teóricos de esta prueba se realizaron con ayuda de la regla de las mezclas y dada la fabricación del compuesto, se utilizaron las consideraciones de un material isotrópico, es decir reforzado con fibras, continuas y alineadas. Por lo que el cálculo del módulo elástico sólo es en la dirección de 90°. Se realizó el análisis para dos diferentes tipos de fibra de carbón, la de baja densidad y la de alta densidad. Estos valores se observan en la tabla 6.

En el caso de los datos experimentales estos valores se obtuvieron a través de la técnica de fotoacústica, para ello se debía conocer las densidades de todos los materiales del compuesto, con ayuda de la técnica se obtuvieron los valores de V_{prom} . Y con ellos se calcula el módulo elástico el cual se reporta en la tabla 7.

A pesar de no recibir los datos de los materiales que se utilizaron para realizar el material compuesto los valores teóricos y experimentales son similares, por lo que la literatura que se empleó y los experimentos para obtener los datos de las densidades y fracciones volumétricas fueron acertadas.

4.1.2. Análisis de CID a los sistemas protésicos realizados con polipropileno.

Como se mencionó en la fabricación de estos sistemas las principales consideraciones para obtener una imagen utilizable, son las siguientes.

- Preparación. Es decir se debe de obtener una distribución aleatoria de intensidad en la escala de grises, para ello se aplica de forma aleatoria puntos negros sobre un fondo blanco (fig. 87), con pinturas de acabado mate todas ellas.

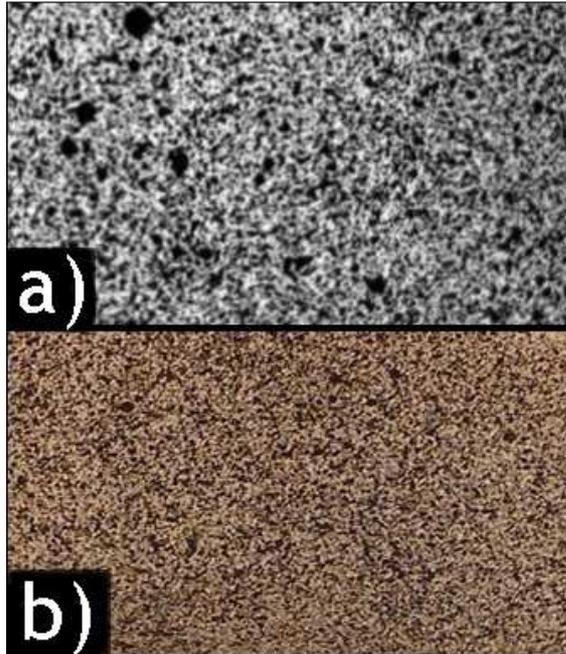


Figura 87. Preparación adecuada para CID. a) Patrón recomendado por [1] para CID y b) Patrón obtenido para las pruebas con los sistemas protésicos.

- Control de la iluminación. Esto es un cuarto cerrado sin variaciones de luz solar.
- Finalmente, la colocación de las cámaras. Como influye la geometría de la muestra se tiene que colocar la zona de interés perpendicular a la cámara para evitar variaciones en la luz (fig. 88).



Figura 88. Acomodo de las cámaras para lograr que sean perpendicular a la muestra.

Con estas consideraciones importantes observamos en las figuras 89 y 90 las principales zonas de deformación de los sistemas protésicos sin reforzar.

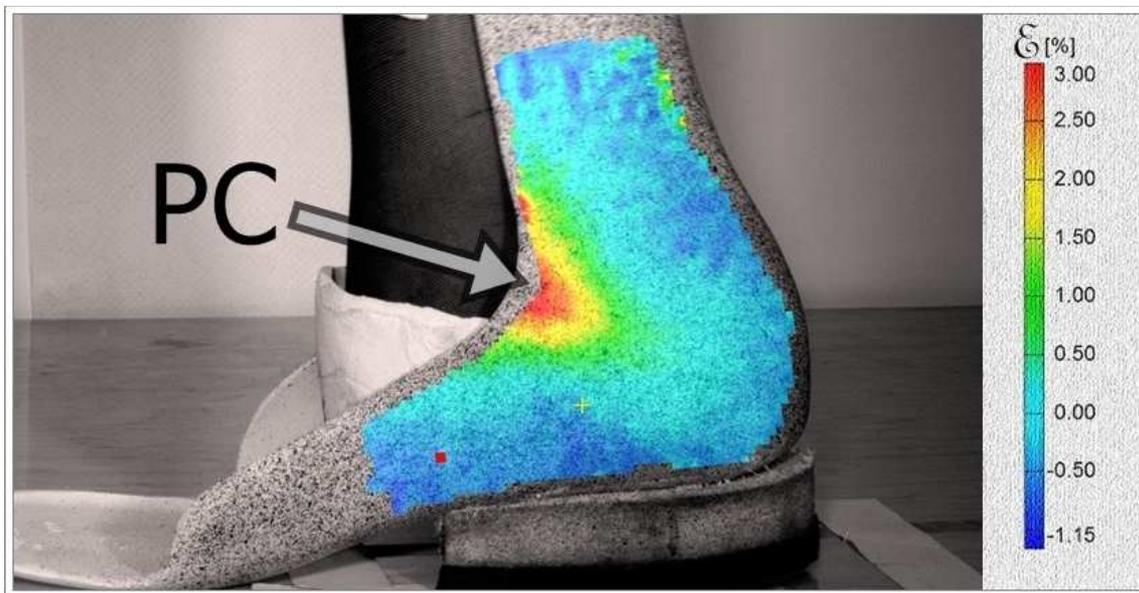


Figura 89. Punto crítico localizado con el equipo ARAMIS en F3 del paciente.

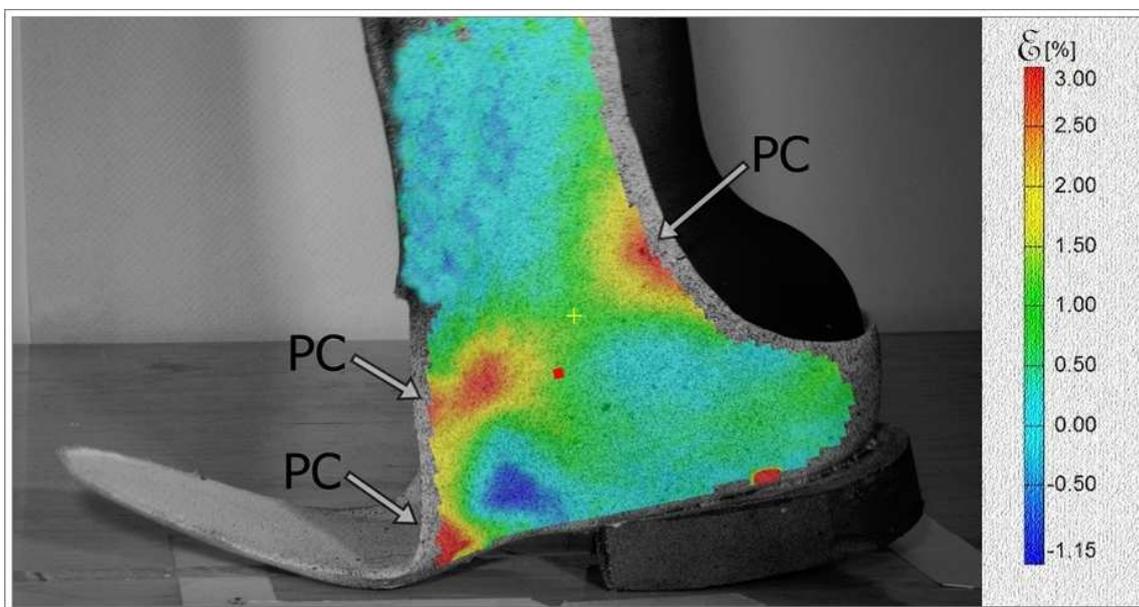


Figura 90. Puntos críticos localizados con ARAMIS a F4 del paciente.

4.1.3. Análisis de los puntos críticos en ambos sistemas protésicos.

Los valores de deformación para la Férula 3 se observan en la figura 91. Para el análisis se tomó como referencia de cero deformación la imagen correspondiente al contacto inicial CI (figura 91a), cuando el muñón entra en contacto con el suelo y no ha habido traslado de carga. La fase media de apoyo AM (figura 91b), cuando el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, y DT el inicio del despegue de talón del suelo (figura 91c).

En la figura 91d, observamos la gráfica del punto crítico (PC) 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 91, inciso e) se observa a detalle el análisis de una región lineal de 7 mm de longitud generada sobre el sistema protésico a partir del punto crítico, donde se localiza la concentración de deformación. Esta gráfica presenta la deformación para la 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 del sistema protésico. Se eligió esta sección ya que es la zona más propensa a la fractura de acuerdo a los resultados gráficos de la deformación. El porcentaje de deformación más alto se localizó en la subfase de despegue de talón (DT) y es de aproximadamente 4.31%.

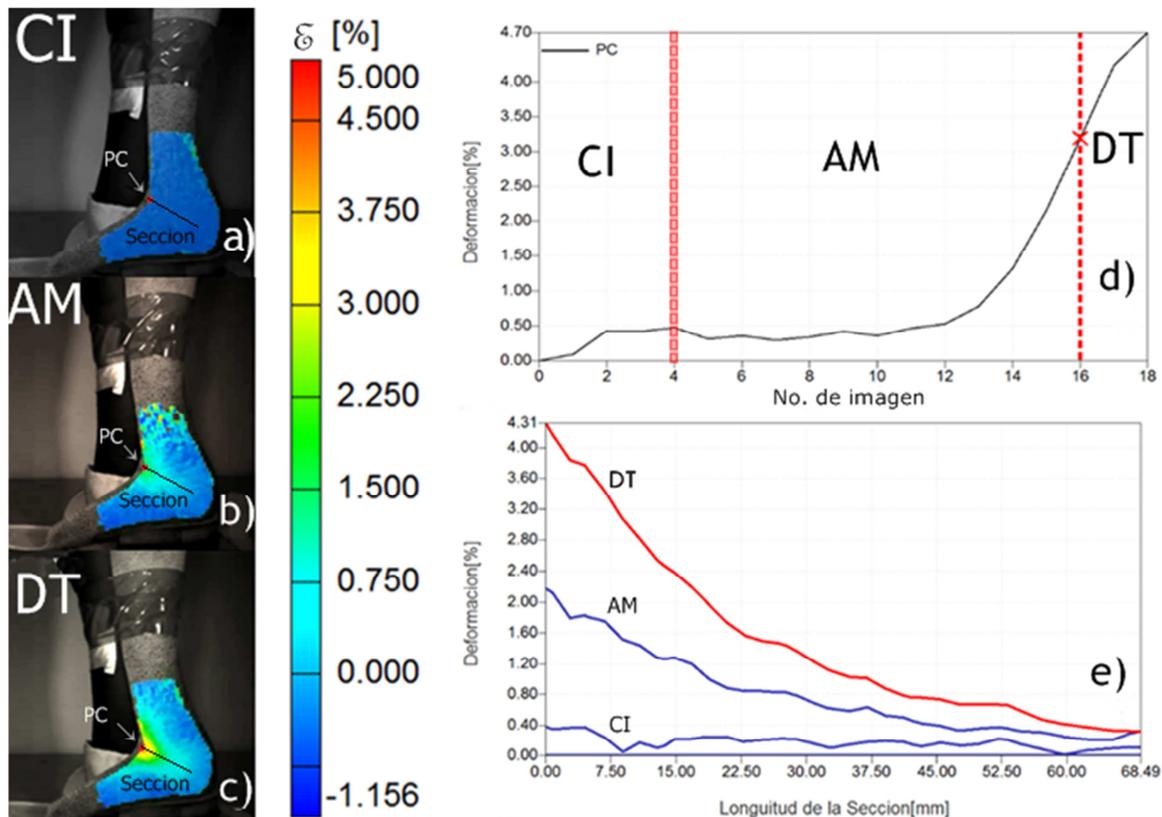


Figura 91. Análisis de deformaciones de la F1, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, la subfase de apoyo está por terminar y el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación Vs. número de imagen en zona crítica localizada, Imagen 0= CI, Imagen 16 = AM, imagen 18= DT 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.

Los resultados del análisis de la Férula 4, se muestran en la figura 92. Al igual que para la férula anterior se seleccionaron las subfases CI, (fig. 92a), AM (figura 92b) y DT (fig. 92c) para realizar el análisis. En éste análisis la subfase AM se localizó en la imagen 14, y DT en la imagen 16.

En la figura 92d 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 92c se ve que los tres puntos críticos están localizados en una sección en forma de arco sobre el sistema protésico. En la figura 92e 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. El porcentaje de deformación mas alto es en la fase de DT y es de aproximadamente 4.06%.

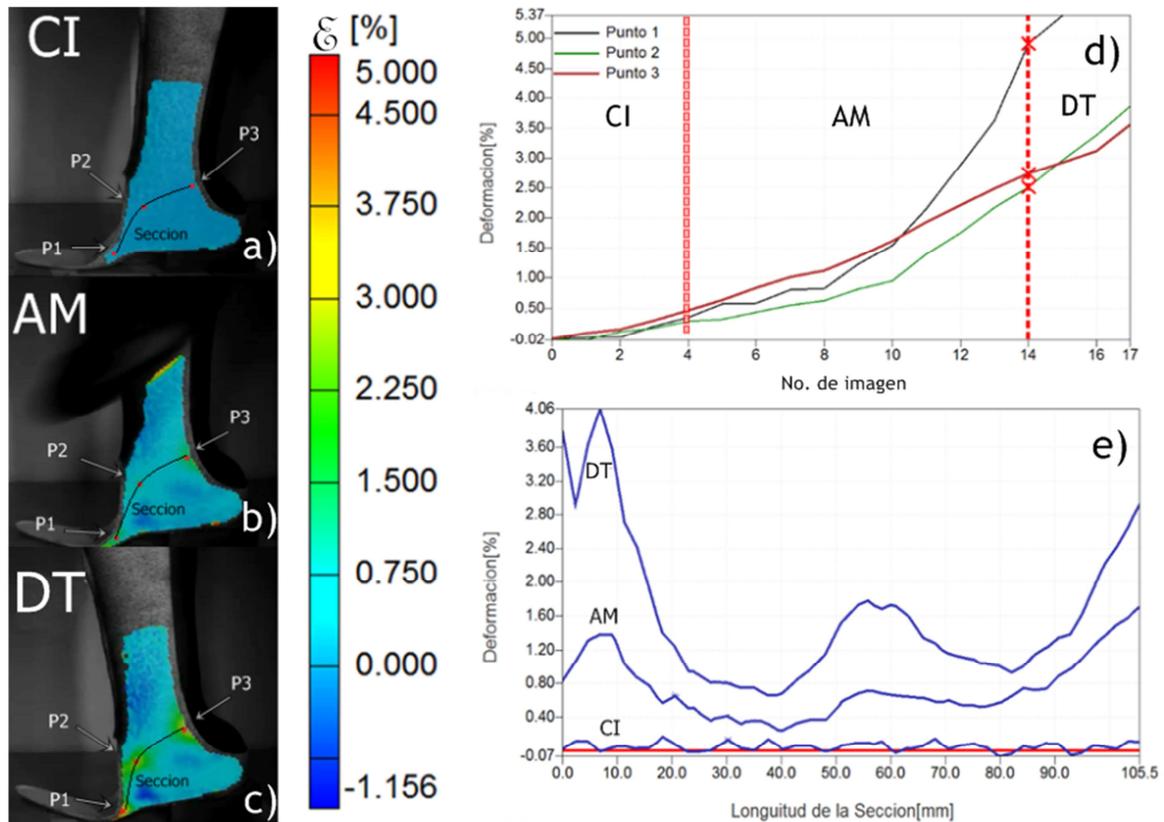


Figura 92. Análisis de deformaciones de la F2, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, Subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, la subfase de apoyo está por terminar y el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación vs. número de imagen en zona crítica localizada, Imagen 0= CI, Imagen 14 = AM, imagen 17= DT 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.

Con estos resultados ya se puede hablar además de funcionalidad, acerca de la comodidad del paciente, ya que hasta el momento para el paciente el sistema más cómodo resulta ser el F4, por lo que es el sistema que se reforzara para realizar las pruebas con este sistema reforzado.

4.1.4. Análisis de puntos críticos en sistemas protésicos de corte posterior reforzado.

Después de manejar la técnica del montaje del equipo preparación y acomodo de las cámaras es conveniente realizar el análisis de la misma manera al sistema protésico que la paciente considero más cómodo y seguro para estas pruebas, es decir, a F5. Esto con la finalidad de corroborar que el refuerzo que se le aplico resulte ser efectivo.

Para la Férula 5, las subfase de Carga Inicial CI (fig. 93a), se localizó en la imagen 0, la subfase AM (figura 93b) correspondió a la imagen 8 y la subfase DT (fig. 93c) se localizó en la imagen 11. En la figura 93d, se observa el análisis de los puntos críticos P1, P2, P3 para la férula F5, estos puntos se ubicaron en las mismas coordenadas que los puntos de F4 para hacer la comparación de deformación. Se observa que para P1 de F5, el valor máximo de deformación se localizó en las subfase DT, con 2.83% de deformación. Mientras que para P2 y P3 de F5 los valores de deformación máxima están alrededor de 0.50% y 0.40% respectivamente, en la fase de DT.

En la figura 93e 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 F4 para 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%, disminuyendo aproximadamente el 99%.

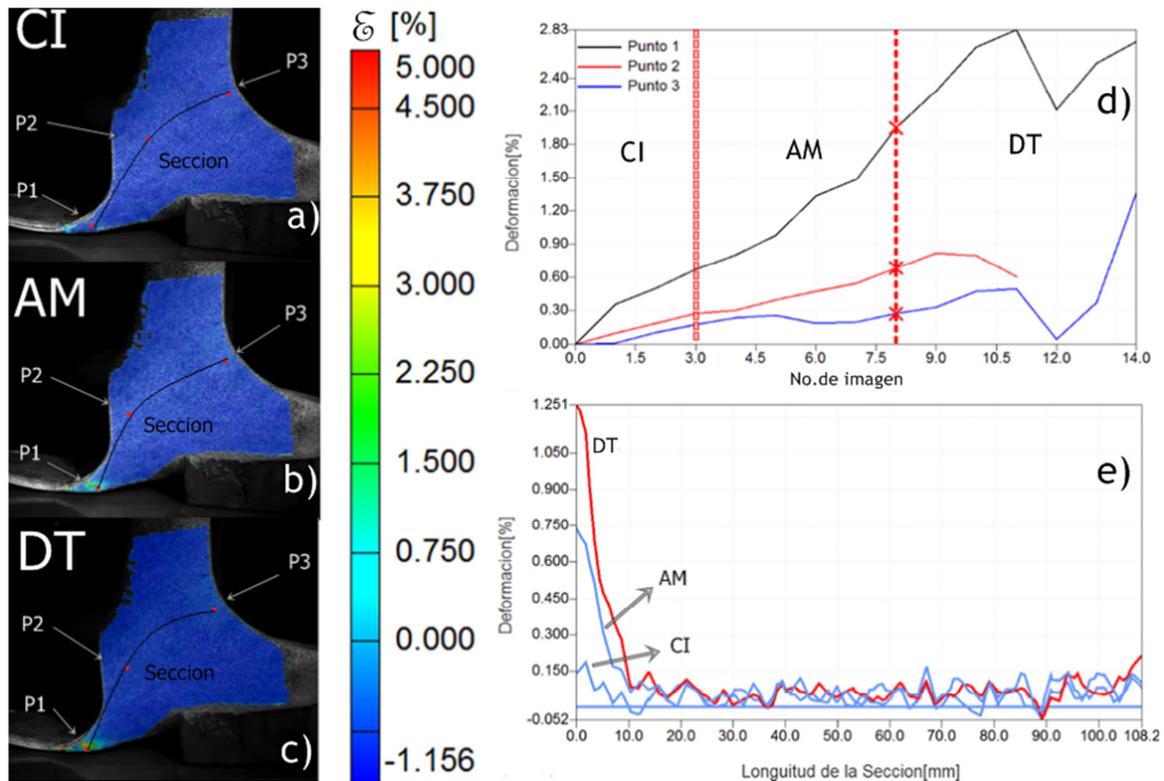


Figura 93. Análisis de deformaciones de la F5, aplicando carga del paciente durante la fase de apoyo. a) CI, subfase de Contacto Inicial, sin aplicar carga en la férula, b) AM, Subfase de Apoyo Medio, el centro de gravedad del cuerpo se localiza sobre el tobillo, c) DT, la subfase de apoyo está por terminar y el talón se despega del suelo, d) Análisis puntual de deformación vs. número de imagen en zona crítica localizada, Imagen 0= CI, Imagen 8 = AM, imagen 11= DT e) Análisis de una sección en forma de arco donde se localizaron los puntos críticos en las subfases CI, AM y DT de F5.

En resumen los puntos críticos de cada sistema protésico se lograron localizar a través de esta técnica y se obtuvieron sus porcentajes de deformación para cada caso (tabla 8). Para comprender mejor la comparación en ambos sistemas es necesario observar la siguiente tabla en donde se describe a detalle los PC de ambos sistemas.

Tabla 8. Porcentajes de puntos críticos de cada sistema protésico

Sistema Protésico		% Deformación	No. De imagen
F3	PC	47	18
F4	P1	49	14
	P2	27.5	14
	P3	25.12	14
F5	P1	19	8
	P2	7	8
	P3	2.9	8

4.2. Conclusiones.

Las conclusiones de este trabajo se presentan a continuación.

Se logró implementar una técnica para localizar las zonas de mayor deformación durante un análisis dinámico en un sistema protésico. Con esto se evalúa el sistema férula-muñón en condiciones de cargas reales. Para esta medición se utilizó el método de CID, para reconstruir las superficies de los sistemas protésicos y visualizar la deformación. Por medio de esta técnica se lograron localizar los principales puntos críticos en F3, F4 y F5. El porcentaje de deformación ayuda a identificar los principales puntos críticos y a localizar la zona donde puede iniciar una fractura. Esto es: F3 se deforma en la zona junto a los malelolos, esto provoca que el calzado se abra y deforme, y en realidad no exista paso de la carga a la zona del antepie. 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.

Las técnicas de correlación de imágenes digitales en 3D fue útil para lograr localizar los puntos críticos en sistemas protésicos y con esto darnos idea de que efectivamente existen zonas en donde es necesario reforzar para evitar que el sistema llegue a fracturarse. Actualmente, las prótesis son reforzadas según el criterio del protesista y el zapatero, es decir, refuerzan toda la prótesis sin tener en consideración que no es necesario reforzar toda la pieza. Con este trabajo se indica al protesista que existen puntos críticos y que son necesarios reforzar y así se puede dejar de lado las zonas que no demuestran concentración de esfuerzos.

También gracias a la técnica de fotoacústica se obtuvieron los módulos elásticos del compuesto en diferentes direcciones, y si se compara con los valores obtenidos teóricamente se ve que el refuerzo con el que se trabajó no está del todo mal utilizado en los sistemas ya que gracias a los datos que se obtuvieron se sabe que estamos trabajando con un compuesto casi igual de resistente que el aluminio pero a la vez es flexible para soportar diferentes cargas. Esto ayuda también a conocer que

tipo de material se está utilizando e incluso comenzar a hacer combinaciones de material compuestos que cumplan con ciertas características para cada tipo de prótesis, es decir, con esto se puede iniciar con una biblioteca de materiales compuestos empleados en el área de las prótesis. Lo más importante, es que con la técnica de fotoacústica nos permitió analizar la correcta orientación para la colocación de nuevos refuerzos dependiendo de las necesidades del sistema protésico que se utilice.

4.3. Trabajo a futuro.

Durante la realización de este trabajo queda demostrado que la técnica de CID es de mucha ayuda, para la localización de los puntos críticos y aun así localizado estos puntos, queda claro que todavía hay más trabajo por realizar, algunos de esos puntos son los siguientes:

- Sistemas protésicos: es claro que necesario realizar estas pruebas con diferentes tipos prótesis. Es conveniente realizar estas pruebas con cambios significativos, como la forma de la prótesis y la geometría de la misma. Y ya pensando a largo plazo comenzar a realizar pruebas con cualquier tipo de prótesis que no cuenten con un análisis funcional.
- El otro punto sería cambiar el material de fabricación, para este trabajo se hicieron con polipropileno (PP), por ser el material que emplean en el INR, pero ahora se probarían diferentes materiales y constatar de que el PP en verdad es un buen material o existen alguno mejor.
- También, se pueden realizar otros tipos de prueba, es decir, esta prueba se realizó sólo a la fase de apoyo medio, entonces la prueba se puede aplicar un poco más completa para localizar los puntos críticos en toda la fase de la marcha o incluso pensando a largo plazo se pueden realizar estudios con alguna rampa, trotando, corriendo etc.
- Otro punto importante es iniciar con la caracterización de diferentes materiales compuestos, se tendrían que hacer varias combinaciones de materiales y ver cual resulta ser mejor. Y con esto realizar una biblioteca virtual de materiales compuestos, e introducir las características mecánicas al software del equipo Aramis y con eso obtener los valores exactos de deformación.
- Con este último punto, se iniciaría a comparar el trabajo de tesis realizado con algún método de MEF, es decir, realizar el sistema protésico en algún programa CAD y con los datos de la caracterización se introducirían en el ambos sistemas y así comparar los resultados y complementarse mutuamente.

Bibliografía.

- [1] Peter WH, Ranson WF. "Digital imaging techniques in experimental stress analysis". Opt Eng; Vol 21 (3): 427-31 (1982).
- [2] Sutton MA, Wolters WJ, Peters WH, Ranson WF, McNeill SR. "Determination of displacements using an improved digital correlation method". Image Vision Comput; Vol: 133-9.(1983)
- [3] 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 Dec;4(4): 337-46.
- [4] Goh JC, Leep PV, Ng P. "Structural integrity of polypropylene prosthetic sockets manufactured using the polymer deposition technique". Proc Inst Mech Eng H. 2002; 216 (6): 359-68.
- [5] Richardson VS, Vozzola EJ, Analysis of a Lower Limb Prosthesis. Faculty of Worcester Polytechnic Institute; April 2008. Project: ME-HXA-0701.
- [6] Kobayashi T, Leung AKL, Hutchins SW. "Techniques to measure rigidity of ankle-foot orthosis: A review". J Rehabil Res Dev. 2011;48(5):565-76.
- [7] ARAMIS comercial software, Manuales, GOM.(<http://www.gom.com/>)
- [8] Louise Akin, RN, BSN Revisor médico: Daphne Pierce-Smith, RN, MSN, FNP, CCRC Cirugías y procedimientos. Última revisión: 2/26/2010
- [9] Frykberg RG, Armstrong DG, Giurini J, Edwards A, American College of Foot and Ankle Surgeons [2000, 39(5 Suppl):S1-60]
- [10] Álvarez J., Carreño J., Rodríguez J." AMPUTACIONES EN EL PIE DIABÉTICO". Madrid: Jarpyo Editores; 2002, pp.129-37
- [11] NORMA Oficial Mexicana NOM,015,SSA2,2010, Para la prevención, tratamiento y control de la diabetes mellitus.
- [12] Olea, Luis S; Cabral, Cleia; Costilla Campero, Gustavo; Olaya, Luis; Estrada, Jorge; Fuentes, Ali "Diabetic foot: criterions of prevention, diagnosis and treatment from the Orthopedic point of view" nov.-dic. 1994. ilus, tab, graf
- [13] Centro de investigación y desarrollo ortésico protésico, S.A. México. Cedit Editorial. 2004,
- [14] M. Levin complicaciones crónicas de la diabetes: Las lesiones del pie en pacientes con diabetes mellitus. MetabClinEndocr Norte Am 1996; 25 (2): 447-62.

- [15] Toursarkissian B, Hagino RT, Khan K, Schoolfield J, Shireman PK, Harkless L. Healing of transmetatarsal amputation in the diabetic patient: is angiography predictive? *Ann VascSurg.* 2005 Nov;19(6):769,73
- [16] ISO 8549-1:1989, "Prótesis y Órtesis: términos de volcabularios generales para las prótesis". Organización de Internacional de Normalizacion. 1989.
- [17] 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.
- [18] Rene Baumgarner. Hartmut Stinus. Tratamiento ortesico- protesico del pie. Manson S.A.(España), 1997;176.
- [19] Ramón V. P, Oriol C, Salvador C Ortesis y protesis del aparato locomotor. Extremidad inferior. Paralisis. fracturas. lesiones ligamentosas de rodilla y tobillo. Amputaciones y protetización. Masson 2009, 3(2):229-243
- [20] Rene Baumgarner. Hartmut Stinus. Tratamiento ortesico- protesico del pie. Manson S.A.(España), 1997,341.
- [21] SOCIEDAD MEXICANA DE ORTESISTAS Y PROTESISTAS A.C.
- [22] Diseño conceptual de una ortoprotesis para pie con amputación parcial de pie. N. Reyes de Audelo. M. Álvarez Camacho. A. Ramírez-Mayorga. 2009.
- [23] D. Lecompte, A. Smits, Sven Bossuyt, H. Sol, J. Vantomme, D. Van Hemelrijck, A.M. Habraken, "Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation", *Optics and Lasers In Engineering Vol 44, (2005).*].
- [24] Bing Pan, KemaoQian, HuiminXie y AnandAsundi. "Two dimensional digital image correlation for in plane displacement and strain measurement".A review", *MeasuremetnScience and TechnologyVol 20,(2009).*]].
- [25] González-Villalpando C, López-Ridaura R, Campuzano JC, González-Villalpando ME."The status of diabetes care in Mexican population: are we making a difference? Results of the National Health and Nutrition Survey 2006." *Salud Publica Mex.* 2010;52 Suppl 1:S36-43.
- [26] (William D. Callister, *Materials Science and Engineering An Introduction*, Ed. John Wiley y Sons,Inc, 7th ed. p. cm, 2007,ch. 6
- [27] F. Michael, *Materiales para ingeniería 1, Introducción a las propiedades, las aplicaciones y el diseño* David R.H. Jones, Ed. Reverte, ch3, pp. 265
- [28] De Richard A. Flinn y Paul K. Trojan, *Engineering Materials and Their Applications*, 3ª edición. Copiright 1986 porhoughttonMifflin Company.

- [29] Basic Properties of Reference Crossply Carbon-Fiber Composite. J.M.Corum, R.L. Battiste, K.C.Liu. ORNL /TM-2009
- [30] Propiedades de los materiales de las prótesis seleccionadas para laminados. Sam L. Phillips, PC, Guillermo Craelius, PhD.
- [31] Mondragón-Aguilar J.(Enero2002). Fibras Textiles. Extraído el día 16 de Mayo del 2012, desde
<http://www.artisam.org/descargas/pdf/FIBRAS%20TEXTILES.pdf>
- [32] Construmatica. (2011) Perlon.Grupo INTERCOM. Extraido el dia 16 de Mayo del 2012 desde
<http://www.construmatica.com/construpedia/Perl%C3%B3n>
- [33] Proveedor. Otto Bock de México, S.A. de C.V.
www.ottobockmexico.com
- [34] Comparative study of the mechanical properties of different types of composite resin. Paula Alejandra BaldiónElorza, Deisy Andrea Vaca Hortua, César Andrés Álvarez Silva, Diego Alexander Agaton Montes.
- [35] William D. Callister, Materials Science and Engineering An Introduction, Ed. John Wiley y Sons, Inc, 7th ed. p. cm, 2007, ch. 6 pp. 601.
- [36] M. Navarrete, F. Serrania, M Villagram-Muñiz, J. Bravo, R.Guinovart y R. Roriguez. An Experimental-Numeric Technique for Evaluating the Elastic Constants of Unidirectional Laminates by the Photoacoustic Method: Comparison with Some Theoretical Results.
- [37] E.V. Mejía-Urriarte *et al.* “Studies of the thermal dissolution process of the Suzuki phase of the Eu^{2+} ion in KBr single crystals by analysis of the photoacoustic signals”, *J. Phys.: Condens. Matter* 15, 2003, pp. 6889-6898.
- [38] E.V. Mejía-Urriarte *et al.* “Signal processing in pulsed photoacoustic detection of phase transitions by means of a fast Fourier transform-correlation method: Evaluation with polycrystalline BaTiO_3 as a function of temperature”, *Rev. Sci. Instrum.* 75, N° 9, 2004, pp. 2887-2891.
- [39] W.Hayes and R. Loudon, “Scattering of light by Crystal, Wiley, New York, 1978 Wiley y Sons, Inc, 7th ed. p. cm, 2007, ch. 3.
- [40] A.E. Bogdanovich and C.N. Pastore. “Mechanical of textiles and Laminated Composites. With Applications to Structural Analysis, pp. 38-168 and pp. 523-525, Chapman & Hall, London 1996.
- [41] Z.Hashin and B.W. Rosen. “The Elastic Moduli of Fiber-Reinforced Materials, *J. Appl. Mech.*, vol. 31E, pp223-232, 1964.