



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

“Protocolo general para la medición de deformación por correlación de imágenes digitales en sistemas protésicos utilizados en la rehabilitación de pie amputado.”

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO
DE:**

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A :

Victor Jesús Alvarez Guevara

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo

Ciudad Universitaria, México D.F. Noviembre 2014



Agradecimientos

A través de estas líneas quisiera expresar mi más sincera gratitud a todas las personas que hicieron posible este trabajo de titulación. Primero que nada quiero agradecer al CONACYT por el apoyo económico brindado como parte del proyecto titulado “Sistema para la alineación estática y dinámica de ortoprótesis para prevenir la reamputación en pacientes con amputación parcial de pie con clave SALUD-2010-1-141036” a cargo de la Dra. Michelin Álvarez Camacho, a quien agradezco infinitamente por brindarme la confianza y la oportunidad de trabajar en el proyecto.

Agradezco a mi director de tesis el Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo por el tiempo, los consejos, la orientación y el apoyo brindado para la realización de este trabajo, que en conjunto con la Dra. Michelin dirigieron de la mejor manera mi tesis compartiendo su experiencia y conocimientos conmigo; estoy en deuda con ustedes.

Le doy gracias al Instituto Nacional de Rehabilitación, en especial al Laboratorio de órtesis y prótesis por permitirme hacer uso de sus herramientas e instalaciones para llevar a cabo la investigación desarrollada en esta tesis; también quiero agradecer a los protesistas Gabriela y Álvaro por la fabricación de las prótesis utilizadas para el análisis en este trabajo.

Expreso mi gratitud al Instituto de Investigaciones en Materiales, en especial al laboratorio de mecánica y micromecánica de sólidos por el apoyo mediante los equipos prestados y por el uso de sus instalaciones para que este trabajo saliera adelante, en especial al Ing. Daniel Oswaldo Flores Vázquez por su participación dentro de este proyecto.

De igual forma estoy en deuda con la Universidad Nacional Autónoma de México en especial con la Facultad de Ingeniería por la formación brindada a través del personal académico dentro y fuera de las aulas; sin los conocimientos adquiridos no hubiera sido posible realizar esta tesis.

Así mismo agradezco a mis compañeros del Instituto Nacional de Rehabilitación que contribuyeron directa e indirectamente con este trabajo a Mariana, Miriam y Teresa por el apoyo en el montaje, calibración y realización de las pruebas de este trabajo; le doy gracias a Arturo por la toma y el procesado de algunas fotografías presentadas en esta tesis.

Por ultimo agradezco a mis padres por todo el amor, el apoyo y las enseñanzas que me brindaron a lo largo de mi vida, por inculcarme los valores que me ayudaron a seguir adelante en momentos difíciles y por ser los mejores padres del mundo.

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos	i
ÍNDICE DE FIGURAS	iv
ÍNDICE DE TABLAS	vi
Resumen.	viii
Introducción.	ix
Capítulo 1. Antecedentes	1
1.1 Prótesis.	2
1.2 Tipos de prótesis.	2
1.3 Materiales de fabricación.....	2
1.4 Métodos de evaluación.....	4
Objetivos del trabajo	8
Objetivo general	8
Objetivos particulares.....	8
Capítulo 2. Metodología y técnica experimental para la evaluación de un sistema protésico de miembro inferior mediante una técnica óptica no intrusiva	9
2.1 Técnica de correlación de imágenes digitales.	10
2.2 Fundamentos de la técnica CID.....	10
2.2.1 Preparación de la superficie.....	10
2.2.2 Toma de imágenes de la muestra antes y después de aplicada la carga.	11
2.2.3 Procesado de imágenes capturadas mediante software especializado.	12
2.3 Ajuste del equipo CID aplicado a mediciones en sistemas protésicos para amputación parcial de pie.....	16
2.3.1 Descripción del sistema.	16
2.3.2 Selección de parámetros en relación a la muestra.	17
2.3.3 Montaje del sistema de medición ARAMIS 5M.	18
2.3.4 Calibración del equipo.....	19
2.3.5 Adaptación de las condiciones de iluminación a mediciones de sistemas protésicos para amputación parcial de pie.	21
2.3.6 Caracterización del error permisible por el sistema de medición ARAMIS 5M.....	22
2.4 Aplicación del método CID a mediciones de sistemas protésicos para amputación parcial de pie.....	23

2.4.1 Descripción del sujeto de estudio.....	24
2.4.2 Diseños de prótesis analizados.....	24
2.4.3 Preparación superficial de los sistemas protésicos.	24
2.4.4 Descripción de la prueba dinámica durante el ciclo de la marcha.	26
2.5 Prueba dinámica preliminar.....	27
2.6 Protocolo de medición de deformación mediante CID aplicado a prótesis para amputación parcial de pie.....	28
2.6.1 Prueba 1. Obtención del volumen real de medición.	28
2.6.2 Prueba 2. Verificación del volumen real de medición en una prueba dinámica.	31
2.6.3 Prueba 3. Técnica de medición del ángulo del sistema protésico.	33
2.6.4 Prueba 4. Evaluación dinámica del sistema protésico con los parámetros establecidos.....	35
2.7 Análisis de deformación y localización de puntos críticos.	36
Capítulo 3. Resultados	38
3.1 Calibración de sistema de medición ARAMIS.....	39
3.1.1 Iluminación.....	39
3.1.2 Caracterización del error permisible en el sistema de medición ARAMIS 5M	40
3.2 Verificación de la preparación superficial.....	42
3.3 Primera prueba dinámica preliminar con paciente.	44
3.3 Protocolo de medición de deformación mediante CID aplicado a prótesis para amputación parcial de pie.....	45
3.3.1 Prueba 1. Volumen real de medición	45
3.3.2 Prueba 2. Verificación del volumen real de medición en una prueba dinámica.	46
3.3.3 Prueba 3. Técnica de medición del ángulo de las paredes laterales.	47
3.3.4 Prueba 4. . Evaluación dinámica del sistema protésico con los parámetros establecidos.....	49
3.4 Análisis de deformación y localización de puntos críticos	54
Capítulo 4. Conclusiones y trabajo a futuro.	56
Referencias.	59

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Sistemas protésicos para amputación parcial de pie. [3].....	2
Figura 2. Máquinas de ensayo para sistemas protésicos de amputación parcial de pie. [12] [13].....	5
Figura 3. Modelo de elemento finito de un sistema protésico transtibial. A) Sistema protésico transtibial. B) Modelo de elemento finito mallado del sistema protésico transtibial. C) Condiciones de frontera y carga aplicadas al modelo de elemento finito. [14].....	5
Figura 4. Patrón estocástico ejemplo establecido por el manual del equipo, para una superficie de 100 x 80 [mm]. [24]	11
Figura 5. Esquema ilustrativo sobre el funcionamiento del método de correlación de imágenes digitales. [25]	13
Figura 6. Procedimiento de correlación cruzada. [28].....	14
Figura 7. Esquema de estéreo visión binocular. [29].....	14
Figura 8. Definición de las líneas epipolares en estéreo visión. [29].....	15
Figura 9. Sensor de estero visión rectificado: las líneas epipolares son paralelas a la horizontal. [29].....	15
Figura 10. Parámetros importantes del sistema de medición óptica ARAMIS, volumen de medición, distancia a la muestra, distancia entre cámaras y ángulo entre cámaras. [30].....	16
Figura 11. Tabla de parámetros de configuración para lentes de 17 [mm].	17
Figura 12. Panel de calibración codificado mediante puntos de referencia colocados a una distancia entre sí establecida [30].	19
Figura 13. Proceso general de calibración para el sistema de medición ARAMIS 5M. [30].....	20
Figura 14. Parámetros arrojados después del proceso de calibración del sistema ARAMIS.....	20
Figura 15. Montaje del equipo para prueba de verificación de iluminación.	21
Figura 16. Vernier marca TRUPER utilizado para la medición del tamaño de pixel.	22
Figura 17. Imágenes de apertura de vernier. A) Con fondo blanco. B) Con fondo preparado mediante un patrón estocástico.	23
Figura 18. Sistemas protésicos utilizados en el estudio.....	24
Figura 19. Preparación superficial aplicada al sistema protésico SS. A) Vista medial. B) Vista lateral.	25
Figura 20. Ciclo de la marcha en su fase de apoyo y fase de balanceo. [30]	26
Figura 21. Esquema sub-fases del ciclo de la marcha en la fase de apoyo.....	27

Figura 22. Montaje para la prueba dinámica preliminar durante la fase de apoyo.	28
Figura 23. A) Sistema protésico para amputación parcial de pie de corte posterior F1. B) Preparación superficial del sistema protésico.	29
Figura 24. Montaje y configuración del equipo de medición óptica para la prueba de variación de distancias.	29
Figura 25. Marcas colocadas cada 5 [cm] para realizar la prueba variando distancia.	30
Figura 26. Montaje y configuración del equipo de medición óptica para la prueba de variación de ángulos.	31
Figura 27. Marcas colocadas cada 5 [cm] y ángulos de 10°, 20° y 30°, para la realización de la prueba variando ángulos.	31
Figura 28. Sistemas protésicos para amputación parcial de pie utilizados en la prueba 2. A) Sistema protésico de corte posterior para sujeto de estudio sano. B) Sistema protésico de corte anterior con ensamble de socket para muñón de paciente.	32
Figura 29. Montaje de las cámaras y marcas establecidas para la realización de la prueba 2.	33
Figura 30. Sistemas protésicos utilizados en la prueba 3 de obtención de ángulo de las paredes laterales y mediales.	34
Figura 31. Montaje y acomodo del equipo para llevar a cabo la prueba de medición de ángulos de la pared del sistema protésico.	35
Figura 32. Montaje y acomodo del equipo para la realización de la prueba 4.	35
Figura 33. Sistema protésico M2 reforzado con fibras de carbono.	37
Figura 34. Acomodo de la prueba final de deformación.	37
Figura 35. Patrones de verificación de iluminación. A) Condiciones de iluminación correcta presentando patrones similares para ambas cámaras. B) Condiciones de iluminación incorrecta presentando patrones diferentes en ambas cámaras.	39
Figura 36. Configuración de las lámparas establecida para todas las mediciones realizadas en este trabajo.	40
Figura 37. Píxeles contados en imágenes con fondo preparado superficialmente para cada apertura de vernier desde 1 [mm] hasta 5 [mm].	41
Figura 38. Verificación de la preparación superficial de SS. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.	42
Figura 39. Verificación de la preparación superficial de F1. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.	42
Figura 40. Verificación de la preparación superficial de M1. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.	43

Figura 41. Verificación de la preparación superficial de M2. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.	43
Figura 42. Tamaño de la máscara en puntos analizados y error medido en [mm] durante la primera prueba preliminar. A) Reconocimiento completo de la máscara al choque inicial de talón. B) Reconocimiento incompleto de la máscara en apoyo inicial. C) Reconocimiento incompletos de la marcha en apoyo medio. D) Reconocimiento nulos de la máscara en despegue de talón.....	44
Figura 43. Volumen real de medición establecido mediante resultados de error y porcentaje de reconocimiento de la máscara.	45
Figura 44. Grafica de error respecto a la orientación del sistema protésico en la vista lateral y medial, variando distancia entre la muestra y el equipo cada 5 [cm].	46
Figura 45. Tamaño de mascara y error medido en análisis dinámicos con sujeto de estudio sano y paciente en la vista lateral y medial.....	47
Figura 46. Técnica de medición del ángulo de las paredes laterales de un sistema protésico para amputación parcial de pie. 1. Calca de la huella de la prótesis. 2. Remarcado de la huella y marcado del eje y los ángulos a medir. 3. Medición del ángulo con el goniómetro.	48
Figura 47. Ángulos de la pared lateral y medial, error y tamaño de mascara medidos en los sistemas protésicos M1, M2 Y SS.....	49
Figura 48. Montaje para la prueba dinámica durante la fase de apoyo. A) Colocación de las cámaras del sistema de medición respecto a las tarimas. B) Guías establecidas para que el paciente caminará sobre ellas.	50
Figura 49. Paciente caminando sobre las guías establecidas en la superficie de contacto durante la toma de datos.	51
Figura 50. Resultados de error y deformación durante el ciclo de la marcha. A) Ciclo de la marcha. B) Grafica de error evaluado durante la prueba. C) Análisis de deformación en un sistema protésico en distintas sub-fases de la marcha.	52
Figura 51. Análisis del error y el reconocimiento de la máscara de interés de M1 durante la realización de las Pruebas 2, 3 y 4.....	53
Figura 52. Análisis de deformación y puntos críticos en la sub-fases de apoyo AI, AM Y DT para el sistema protésico M2 sin refuerzo.....	54
Figura 53. Análisis de deformación y puntos críticos en la sub-fases de apoyo AI, AM Y DT para el sistema protésico M2 con refuerzo.	55

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades del polipropileno.....	3
Tabla 2. Parámetros establecidos para la medición de deformación en sistemas protésicos para amputación parcial de pie.	18
Tabla 3. Parámetros arrojados después de calibrar el sistema de medición óptica.	23

Tabla 4. Parámetros de calibración para la prueba de variación de distancias.	29
Tabla 5. Cronología de realización de la toma de datos para la primera parte de la Prueba1.	30
Tabla 6. Parámetros de calibración para la prueba 3 con sujeto de estudio sano y paciente.	32
Tabla 7. Cronología de realización de las pruebas.	33
Tabla 8. Parámetros de calibración para la configuración del equipo en la prueba 4.	36
Tabla 9. Número de pixeles por milímetro contado por cada apertura del vernier.	41
Tabla 10. Resultados de error y porcentaje de reconocimiento de la máscara para los ángulos medidos.	46

Resumen.

Para evaluar la respuesta mecánica de sistemas protésicos es necesario realizar mediciones dinámicas. Existen pruebas estandarizadas que se montan en máquinas de ensayos que tienen la ventaja de brindar información sobre características intrínsecas, pero presentan la desventaja de realizar evaluaciones bajo condiciones de carga simplificadas.

La técnica de correlación de imágenes digitales permite medir deformación en piezas bajo condiciones reales de carga, pero tiene la restricción de presentar gran cantidad de variables durante la medición. En este trabajo se presenta la implementación de la técnica de medición por correlación de imágenes digitales aplicada al análisis en sistemas protésicos para la rehabilitación del pie amputado.

A través del desarrollo de pruebas estáticas y dinámicas se identificaron las principales fuentes de error relacionadas con el montaje y la calibración del sistema de medición, y las relacionadas con las características geométricas de la superficie de estudio. Finalmente se establecieron los alcances de medición del equipo durante una prueba dinámica en la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

Así se estableció un protocolo de medición el cual permite estandarizar la evaluación de deformación a diferentes diseños de sistemas protésicos durante la marcha, obteniendo resultados con mínimo error y mínima pérdida de información de la superficie de interés.

Palabras clave: Correlación de imágenes digitales, prótesis, amputación parcial de pie, deformación.

Introducción.

Actualmente en México existen 5.73 millones de personas con alguna discapacidad de acuerdo con censo nacional 2010. Dicho censo reveló que 3.5 millones de personas presentan dificultad para caminar o moverse en forma independiente; por lo que de acuerdo a las cifras de INEGI las personas en dicha condición requieren de una prótesis, silla de ruedas o la ayuda de otra persona para desplazarse [1].

La necesidad de rehabilitar a esos pacientes mediante una prótesis ha permitido desarrollar a lo largo del tiempo diferentes diseños, técnicas y materiales de fabricación para restaurar el miembro perdido. Lo anterior ha abierto la posibilidad de tener varias soluciones de sistemas protésicos para un solo tipo de amputación; esto conlleva a tener que evaluar las características de cada propuesta de prótesis, buscando establecer el equilibrio entre comodidad, estética y funcionalidad de la misma.

La importancia de evaluar el comportamiento mecánico de un sistema protésico en general, se centra en garantizar su funcionalidad; es decir, que la prótesis repare la pérdida de algún miembro perdido y que a su vez brinde soporte y estabilidad al paciente durante la marcha; todo esto sin la pérdida del confort y la estética.

En la actualidad existen algunos métodos que evalúan principalmente la deformación que permiten obtener aproximaciones sobre el comportamiento mecánico de la prótesis bajo condiciones estandarizadas de carga. El gran reto en este aspecto es evaluar el desempeño en condiciones de uso real. Esto implica una prueba dinámica donde el paciente transmita o aplique las condiciones de carga reales. Este tipo de mediciones no se había hecho anteriormente y es aquí donde la técnica de correlación de imágenes digitales (CID) ayudó a evaluar el desempeño del sistema protésico.

En este trabajo se estableció un protocolo general para evaluar el desempeño mecánico de sistemas protésicos empleados en la rehabilitación de pie amputado. Se identificaron y establecieron las variables y condiciones necesarias para llevar a cabo mediciones de deformación con distintas geometrías utilizando (CID). Se logró la validación de dicho protocolo mediante la generación de un criterio de medición basado en el error mínimo de la prueba dinámica durante las sub-fases de apoyo de ciclo de marcha.

En el capítulo 1 se presentan los antecedentes del trabajo, los cuales se centran en la definición de una prótesis y sus principales características, los diferentes diseños y materiales comúnmente utilizados, así como también los métodos de evaluación que se usan para analizar el desempeño de prótesis para amputación parcial de pie.

Después en el capítulo 2 se presenta el desarrollo de una metodología para implementar el uso de la técnica de correlación de imágenes digitales en la medición de sistemas protésicos para la rehabilitación de pie amputado, tomando en cuenta el montaje

y calibración del equipo, la preparación de la superficie de análisis, las condiciones de iluminación y las características geométricas de la prótesis.

En tercer lugar, en el capítulo 3 se muestran los resultados experimentales del método desarrollado y su validación mediante una prueba con un paciente, se presentan los resultados de error y de reconocimiento de la máscara de análisis en pruebas estáticas y dinámicas, y la evaluación de deformación a 2 sistemas protésicos diferentes.

Por último en el capítulo 4 se presentan las conclusiones obtenidas y las sugerencias de trabajo a futuro que se pueden desarrollar como mejoría a la técnica presentada en este estudio.

Capítulo 1. Antecedentes

1.1 Prótesis.

Una prótesis es un dispositivo que repara la falta de algún órgano o parte de él [2]; se dice que 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.

En general las prótesis deben cumplir con algunas características principales; deben ser cosméticas, es decir, que estéticamente se asemejan al miembro perdido. También deben ser cómodas para que el paciente no presente molestias ni lesiones al utilizar la prótesis y finalmente pero no menos importante, las prótesis deben ser funcionales; es decir, que la prótesis cumpla con su objetivo principal de restablecer la función del órgano o miembro al que está sustituyendo sin presentar fallas durante su vida útil.

1.2 Tipos de prótesis para amputación parcial de pie.

En la literatura se encuentran diferentes diseños de prótesis para amputación parcial de pie; estos sistemas tienen el objetivo de restablecer en el paciente la estabilidad y funcionalidad perdida después de la amputación, así como facilitar la marcha, brindar soporte y prevenir complicaciones mayores. [3]



Figura 1. Sistemas protésicos para amputación parcial de pie. [3]

En general todos los diseños de prótesis para amputación parcial de pie se centran en dos categorías. La primera son los sistemas protésicos de perfil bajo; es decir, que solamente cubren el muñón y son más cortos. A diferencia de la segunda categoría, que son las prótesis de perfil alto, este tipo de prótesis se caracteriza por ser más largas ya que ocupan toda la pierna y no solo el extremo cicatrizado del miembro perdido o muñón; además de que la mayoría utilizan el tendón patelar para liberar presión en el muñón y mejorar la estabilidad durante el ciclo de la marcha. [4]

1.3 Materiales de fabricación.

Actualmente en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) se fabrican sistemas protésicos para amputación parcial de pie con diferentes materiales; entre los más comunes se encuentran los sistemas protésicos fabricados con polipropileno [5]. El uso de

este material se justifica debido a que es un termoplástico de bajo costo y cuenta con una buena combinación entre propiedades mecánicas y térmicas **Tabla 1**. Lo anterior le brinda la capacidad necesaria para figurar en diferentes aplicaciones como piezas para automóvil, utensilios, herramientas, bolsas, contenedores y hasta en sistemas protésicos [6].

Tabla 1. Propiedades del polipropileno comparadas con las del polietileno de alta densidad. [6] [11]

Propiedad	Polipropileno	Polietileno HD
Módulo de elasticidad (E)	1.31 - 1.51 [GPa]	1.24 [GPa]
Esfuerzo de fluencia (σ_y)	33.1 - 41.4 [MPa]	37.9 [MPa]
% Elongación	400 - 700 %	130 %
Dureza Shore D	78	60-73
Impacto IZOD	0.534 – 0.641 [J/cm]	2.1365 [J/cm]
Densidad	0.9 [g/cm ³]	0.96 [g/cm ³]
Temperatura de fusión [Tm]	168 – 176 [°C]	137 [°C]
Temperatura de transición vítrea (Tg)	-16 [°C]	-120 [°C]

Además del polipropileno, se cuentan con más materiales de fabricación para sistemas protésicos para amputación parcial de pie. La mayoría de ellos son termoplásticos como el ionómero y el polietileno; también se cuenta con materiales como la piel de bovino, espumas termoplásticas, entre otros. [7]

Igualmente al uso de los termoplásticos como materiales de fabricación de sistemas protésicos para amputación parcial de pie, se han desarrollado técnicas con el uso de materiales compuestos. Estos materiales presentan mejoras en la resistencia de los sistemas protésicos; principalmente, se fabrican prótesis reforzadas con fibras que son embebidas en una matriz polimérica. Entre los materiales de fabricación más comunes se encuentran la fibra de carbono y las fibras de vidrio; en la mayoría de los casos primero se fabrica una prótesis de polipropileno o de algún termoplástico y posteriormente se hace el refuerzo mediante fibras de carbono y resinas epoxicas; esto ofrece al paciente mayor rigidez en el sistema protésico. [8]

Con el uso de materiales compuestos como refuerzo en prótesis para amputación parcial de pie se busca aumentar la vida útil del sistema protésico; también se busca brindar mayor soporte al paciente durante la marcha, hacer que la prótesis sea más resistente, cómoda y lo más ligera posible. [9]

La implementación de los materiales para una prótesis de amputación parcial de pie, se debe hacer tomando en cuenta factores como el peso del paciente, las actividades que desarrolla, el nivel de amputación que presenta el paciente y además la sensibilidad o la insensibilidad que presenta el paciente en el muñón; estos factores han permitido el desarrollo de una gran variedad de materiales que se pueden aplicar para atender todas las necesidades de los pacientes con amputación parcial de pie, lo que conlleva a encontrar diferentes soluciones protésicas para un solo tipo de amputación. [10]

1.4 Métodos de evaluación.

La gran variedad de materiales para fabricar sistemas protésicos ha permitido que se puedan tener diferentes diseños de sistemas protésicos para un solo tipo de amputación. Con ello nace la necesidad de evaluar el comportamiento y la funcionalidad de los diferentes diseños mediante diferentes métodos de evaluación.

A lo largo del tiempo se han buscado métodos de evaluación para sistemas protésicos que se aproximen en buena medida a la realidad. Se han desarrollado trabajos realizando pruebas estáticas de carga, modelos de elemento finito, instrumentación de sistemas protésicos o quizás una combinación de estos con el objetivo de conocer el comportamiento de los sistemas protésicos midiendo diferentes factores como deformación, desplazamientos, flexión, rigidez y resistencia de los mismos.

Un factor importante en la evaluación mecánica de sistemas protésicos es la deformación; se espera que la prótesis sufra la menor deformación posible en zonas críticas donde puede fallar el sistema; la mayoría de los sistemas protésicos son diseñados para ofrecer estabilidad en la marcha al paciente, es por ello que se debe analizar la deformación que sufre el sistema protésico al ser cargado por el paciente durante el ciclo de la marcha.

La deformación es el cambio de forma que sufre un cuerpo al estar sometido a carga; la deformación se define ingenierilmente como la cantidad que se deforma un material por unidad de longitud en un ensayo de tensión, donde ε es la deformación unitaria, l_0 representa la longitud inicial entre las marcas calibradas y l es la longitud después de aplicada la carga en el material [11].

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0}$$

Existen dos tipos de deformación, la deformación elástica y la deformación plástica, la primera es el cambio de forma que sufre el material que se recupera al eliminar la carga aplicada en el cuerpo y la segunda es el cambio de forma permanente que sufre el material al ser cargado.

El modo en que se deforman los materiales depende de algunos factores como las propiedades elásticas de los materiales, la forma en que se carga el material y la geometría del cuerpo a analizar. En el diseño mecánico, de acuerdo a las especificaciones requeridas en el diseño, se debe asegurar que los materiales utilizados no se deformen plásticamente al ser sometidos a carga; es por ello que en la evaluación de sistemas protésicos se estudia la deformación que sufren las prótesis para asegurar su buen funcionamiento al ser cargado por el paciente durante la marcha.

Existen publicaciones en las cuales han hecho evaluaciones de deformación a sistemas protésicos con pruebas de carga estática. Este método se hace mediante máquinas de ensayo o dispositivos diseñados para este tipo de pruebas [12]. En dichos dispositivos se montan los sistemas protésicos y se llevan a cabo las pruebas haciendo

diferentes consideraciones; estas pruebas de banco buscan aproximar las condiciones de frontera y las cargas que aplica un paciente habitualmente como se muestran en la **Figura 2**. También en muchas ocasiones con este tipo de dispositivos se realizan pruebas cíclicas a sistemas protésicos simulando el ciclo de la marcha; en ellas se busca encontrar los principales mecanismos de falla de los sistemas protésicos fabricados con termoplásticos. [13]

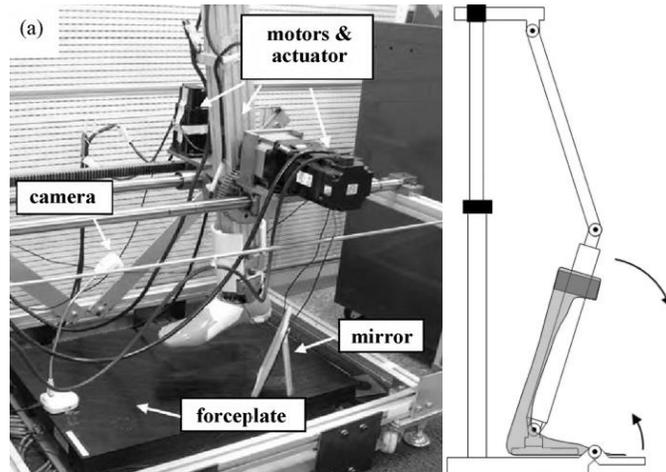


Figura 2. Máquinas de ensayo para sistemas protésicos de amputación parcial de pie. [12] [13]

Por otro lado el uso de la tecnología y de software especializado han permitido desarrollar métodos de evaluación mediante el análisis por elemento finito; se han publicado trabajos en los que utilizan el método de elemento finito para evaluar el funcionamiento de los sistemas protésicos [14] [15]; la complejidad de la geometría de la superficie de los sistemas protésicos ha llevado a integrar los modelos en computadora mediante el uso de escáneres ópticos, reconstrucciones mediante tomografías o mediante nubes de puntos, entre otros [16]; así pues mediante estos métodos se obtienen aproximaciones más exactas a la estructura de los sistemas protésicos **Figura 3**.

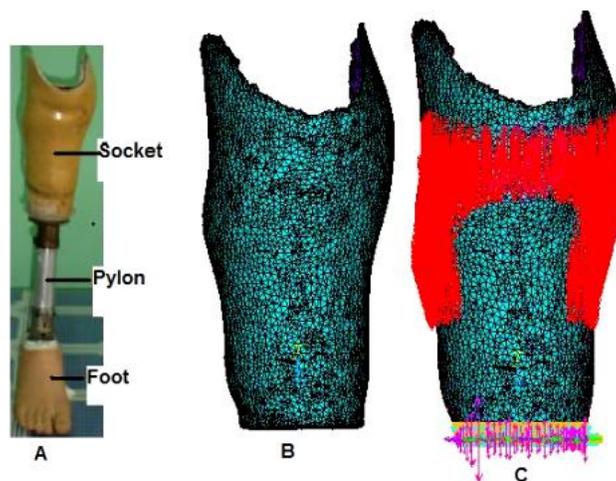


Figura 3. Modelo de elemento finito de un sistema protésico transtibial. A) Sistema protésico transtibial. B) Modelo de elemento finito mallado del sistema protésico transtibial. C) Condiciones de frontera y carga aplicadas al modelo de elemento finito [14].

Mediante el análisis por elementos finitos se obtienen las principales zonas de esfuerzo y deformación para los sistemas protésicos bajo condiciones de frontera establecidas. Con ellas se busca aproximar la forma de aplicar cargas y restricciones de movimiento similares a las condiciones de carga real; de esta manera se obtiene como resultado, posibles zonas de falla del sistema protésico.

Además de los métodos anteriormente mencionados, existe un método que consiste en la instrumentación de sockets de prueba mediante galgas extensiométricas para medir la deformación en diferentes zonas del sistema protésico [17]. En muchas ocasiones ese tipo de método se combina con pruebas de carga estática o dinámica establecidas por la norma ISO 22675 [18]. Esta norma establece los diferentes métodos de carga y dispositivos para evaluar las características mecánicas de las prótesis para tobillo-pie.

Se puede observar que a lo largo del tiempo, se han desarrollado diferentes métodos para evaluar la funcionalidad de los sistemas protésicos. Todos estos métodos tienen el factor común que son métodos aproximados, ya que no evalúan las condiciones reales de carga, sino que se toman diferentes consideraciones para el análisis funcional de las prótesis; si bien estos métodos brindan una visualización del comportamiento de los sistemas protésicos bajo condiciones aproximadas, tienen la desventaja que no presentan resultados para casos reales.

Se han encontrado métodos no invasivos para medir deformación, tal es el caso del método de correlación de imágenes, que es un método óptico el cual permite evaluar sistemas bajo condiciones de carga reales, permitiendo hacer análisis dinámicos a diferentes objetos de estudio principalmente con geometrías planas y regulares. [19]

Si bien es cierto el método de correlación de imágenes es una herramienta muy importante en la actualidad, ya que se pueden encontrar aplicaciones en diferentes ramas de la ingeniería; en la ingeniería de materiales existen varias publicaciones en las que se hace uso de la correlación de imágenes digitales para evaluar campos de deformación en ensayos de impacto y de tensión principalmente [20]. Se sabe que estos tipos de ensayos están estandarizados y requieren de ciertas condiciones para ser realizados; una de ellas es que estos análisis se llevan a cabo con probetas y no con objetos de uso real. La mayoría de los ensayos estandarizados son pruebas de carga estática y se llevan a cabo para evaluar las propiedades de los materiales.

A diferencia de los ensayos de carga estática, en el campo de la ingeniería de rehabilitación se han hecho algunos desarrollos; por ejemplo, se han hecho investigaciones para medir la deformación de la piel en el rostro femenino utilizando el método de correlación de imágenes digitales [21], también se han investigado los diferentes campos de deformación que sufre el pie durante una caminata para aplicarlos en el diseño del calzado deportivo principalmente [22], así la importancia que tienen este tipo de trabajos es que se ha analizado un producto o muestra de uso real con geometrías complejas para su análisis a diferencia de una probeta estandarizada.

En el montaje de pruebas analizadas mediante correlación de imágenes digitales es importante saber que no existen parámetros fijos que se establezcan para el uso en diferentes aplicaciones, sino que se deben establecer parámetros específicos para cada prueba según sea el tipo de muestra que se desea medir. Además se deben tomar en cuenta diferentes factores que tienen que ver con la geometría de la superficie de la muestra, la forma en que será cargada, es decir de forma estática o dinámica y las diferentes condiciones a las cuales estará sometido el objeto de estudio; Así tomando en cuenta lo anterior se deben establecer los parámetros necesarios para llevar a cabo la correcta medición.

Es por ello que mediante este trabajo se busca establecer un protocolo general para la medición de deformación en sistemas protésicos utilizados en la rehabilitación de pie amputado; mediante la técnica de correlación de imágenes digitales durante una prueba dinámica en el ciclo de la marcha. Se tomarán en cuenta las características morfológicas de la prótesis y se establecerán los parámetros adecuados para realizar la medición en sistemas protésicos con diferentes geometrías.

Objetivos del trabajo

Objetivo general

Implementar la técnica de Correlación de Imágenes Digitales para medir deformación en diferentes diseños de sistemas protésicos para amputación parcial de pie durante el ciclo de la marcha, estableciendo las condiciones ideales para obtener el mínimo error permisible por el sistema de medición.

Objetivos particulares

- Dominar la técnica de correlación de imágenes digitales.
 - Comprender los fundamentos básicos del método.
 - Aprender el uso del sistema de medición.
- Establecer las condiciones de montaje y calibración del equipo adaptado a la medición de sistemas protésicos para amputación parcial de pie en una prueba dinámica.
 - Seleccionar los parámetros para el montaje y calibración ideales de acuerdo al tipo de muestra a analizar.
 - Adaptar las condiciones necesarias de iluminación para la realización de las mediciones.
 - Fijar y caracterizar el error máximo permisible por el sistema de medición óptica.
 - Obtener la preparación adecuada de los sistemas protésicos que se deseen analizar.
- Determinar y controlar variables involucradas en la medición dinámica de un sistema protésico para amputación parcial de pie.
 - Detectar las variables relacionadas con la morfología del sistema protésico.
 - Delimitar el volumen de medición real del sistema óptico.
 - Definir el ángulo de rotación al que se debe colocar el sistema protésico durante la medición dinámica de deformación.
- Evaluar el error durante una prueba dinámica con paciente en el ciclo de la marcha.
 - Cuantificar el error y el tamaño de la máscara durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha.
 - Especificar las sub-fases del ciclo de la marcha a las cuales corresponde el mínimo error y el máximo tamaño de la máscara de análisis.
- Medir el porcentaje de deformación que sufre el sistema protésico al ser cargado por un paciente durante las sub-fases establecidas en el objetivo anterior.
 - Establecer puntos críticos de posible falla del sistema protésico.

Capítulo 2. Metodología y técnica experimental para la evaluación de un sistema protésico de miembro inferior mediante una técnica óptica no intrusiva.

2.1 Técnica de correlación de imágenes digitales.

La Correlación de Imágenes Digitales (CID) es un método no invasivo que mediante 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 debe utilizarse en dos o en tres dimensiones. [23] [24]

Este método tiene algunas ventajas y desventajas:

Ventajas

- Método no destructivo
- Método no invasivo
- Mediciones bajo condiciones de carga real
- Realización de pruebas dinámicas

Desventajas

- Visualización por zona
- Mediciones solamente bajo parámetros establecidos
- Limitaciones ópticas

Así para este método se tienen que tomar en cuenta diferentes factores como son:

- La preparación de la superficie
- La iluminación
- Distancia de las cámaras a la muestra
- Velocidad de muestreo

2.2 Fundamentos de la técnica CID.

Para el buen uso de la técnica de Correlación de Imágenes Digitales en la medición de deformación, se deben seguir tres aspectos principalmente.

- Preparación de la superficie.
- Toma de imágenes de la muestra antes y después de aplicada la carga.
- Procesado de las imágenes capturadas mediante un software especializado.

2.2.1 Preparación de la superficie

La preparación de la superficie es un aspecto muy relevante en la medición de deformación mediante CID, de esto depende si nuestra prueba arrojará los resultados esperados, debido a que, mediante la preparación superficial con un patrón estocástico en escala de grises el equipo detecta de mejor manera los píxeles de cada imagen capturada y le permite realizar el análisis de los desplazamientos durante el tiempo que está sometida la muestra a sollicitaciones mecánicas.

Para tener una buena preparación de la superficie se debe primeramente saber el tamaño de la muestra a analizar; tomando como referencia los patrones ejemplo para diferentes tamaños de superficies ubicados en el manual del equipo, se debe preparar la muestra mediante un patrón aleatorio en escala de grises **Figura 4**. [25]

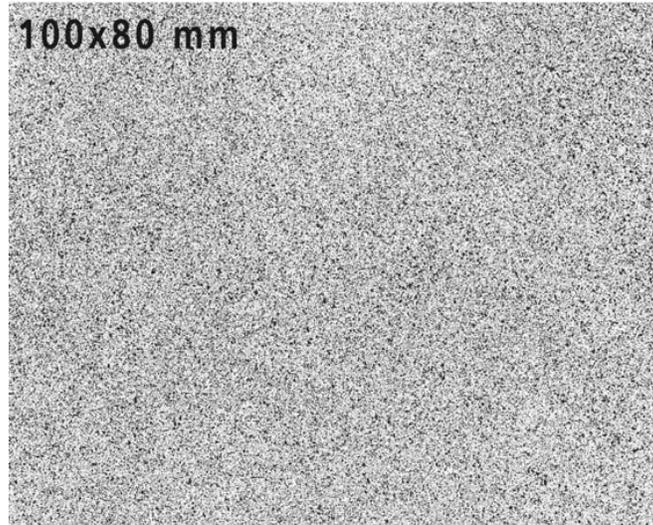


Figura 4. Patrón estocástico ejemplo establecido por el manual del equipo, para una superficie de 100 x 80 [mm]. [24]

Además durante el proceso de preparación de la superficie de estudio se tiene que considerar los siguientes aspectos:

- De acuerdo al tamaño de la muestra tiene que ser el tamaño y la calidad del patrón estocástico.
- La preparación de la superficie debe ser capaz de soportar la deformación del objeto de estudio; es decir, que no se rompa fácilmente o que se despegue de la superficie.
- El tipo de preparación utilizado no debe causar alguna reflexión, debido que, una reflexión en el patrón estocástico puede ocasionar diferencia del contraste entre ambas cámaras durante la medición.
- Se debe preparar toda la superficie de estudio con uniformidad, es decir el mismo tamaño y calidad del patrón estocástico se tiene que conservar en toda el área, procurando mantener la relación de 50% de color blanco y 50% negro aproximadamente.

Dependiendo de la calidad de la preparación superficial de la muestra será la capacidad del sistema de reconocer los pixeles en cada imagen que se capture, así entre mejor sea la preparación, será más fácil el análisis de la muestra y se tendrá un mejor reconocimiento de la superficie que se desee analizar.

2.2.2 Toma de imágenes de la muestra antes y después de aplicada la carga.

Teniendo previamente preparada la superficie de la muestra a analizar, se tiene que hacer la captura de todas las imágenes durante la prueba y posteriormente

analizarlas; para ello se debe realizar el montaje del equipo y la calibración correspondientes al tamaño de la muestra, tomando en cuenta el volumen de medición, la iluminación y la frecuencia de muestreo.

Un aspecto importante que hay que revisar antes de realizar la captura de imágenes, es el volumen de medición; se debe seleccionar el volumen de medición tomando en cuenta el tamaño de la muestra a analizar. De ser posible se debe elegir un volumen mayor o igual al tamaño de la muestra; si el volumen de medición es menor, no será posible analizar toda la superficie de interés. Como ayuda para seleccionar el volumen de medición, el manual del equipo cuenta con tablas que dependiendo del tipo de lentes utilizados y los paneles de calibración que se tienen, se escoge el volumen de medición que se aproxime a la superficie de interés y ya seleccionado se realiza la configuración del equipo de medición óptica para capturar las imágenes necesarias durante la prueba. [25]

En el caso de la iluminación se debe prestar atención en que no haya variaciones importantes en la luz del lugar donde se realizará la prueba; es decir, se debe buscar una habitación donde se pueda controlar las variaciones de luz, de preferencia un lugar cerrado a las variaciones de luz natural. Además con respecto al sistema de iluminación del equipo, se debe buscar que se ilumine uniformemente toda la superficie de estudio, que no presente sombras en algunas áreas y que no genere mayor contraste en algunas regiones específicas del área de interés; tomando en cuenta lo anterior se evitará un error grande en las mediciones.

Dependiendo de la velocidad a la que se realice la prueba y el tiempo de su duración, se debe elegir una frecuencia de muestreo; es decir, la frecuencia de muestreo determinará el número de imágenes por segundo que se capturan durante la prueba. Tomando como referencia el tiempo que dura la prueba, se elige el número de imágenes totales para que se ajuste al número de imágenes por segundo que se requiere; por ejemplo, si la prueba dura alrededor de 5 segundos y se requiere que el equipo capture 15 imágenes por segundo, el número de imágenes totales será de 75 para la frecuencia de muestreo de 15 [Hz], para cada tipo de análisis se debe elegir el número de imágenes totales y la frecuencia de muestreo que más se adecue a la prueba, con ello se obtendrá información de toda la prueba y posteriormente se procesarán los datos obtenidos.

2.2.3 Procesado de imágenes capturadas mediante software especializado.

Una vez capturadas todas las imágenes desde el estado inicial o de referencia hasta el estado final o deformado, se procede a hacer el procesamiento de las imágenes mediante correlación de imágenes digitales con la ayuda de software especializado, el cual permite obtener el campo completo de desplazamientos de la muestra de interés y así obtener su deformación.

En general el método de correlación de imágenes digitales calcula el desplazamiento de todos los puntos ubicados en la imagen de interés comparándola con la de referencia. Lo anterior lo hace mediante la división de la imagen en pequeños

recuadros llamados facetas; cada faceta se compone por un número de píxeles que a su vez representan un valor entre 0 y 255 en la escala de grises. Cada faceta es procesada y se obtiene el valor medio de la escala de grises de acuerdo a los píxeles que la componen, mediante un algoritmo de correlación se realiza un mapeo en las imágenes para obtener el vector de desplazamiento de cada faceta respecto a la imagen de referencia **Figura 5**. [26] [27]

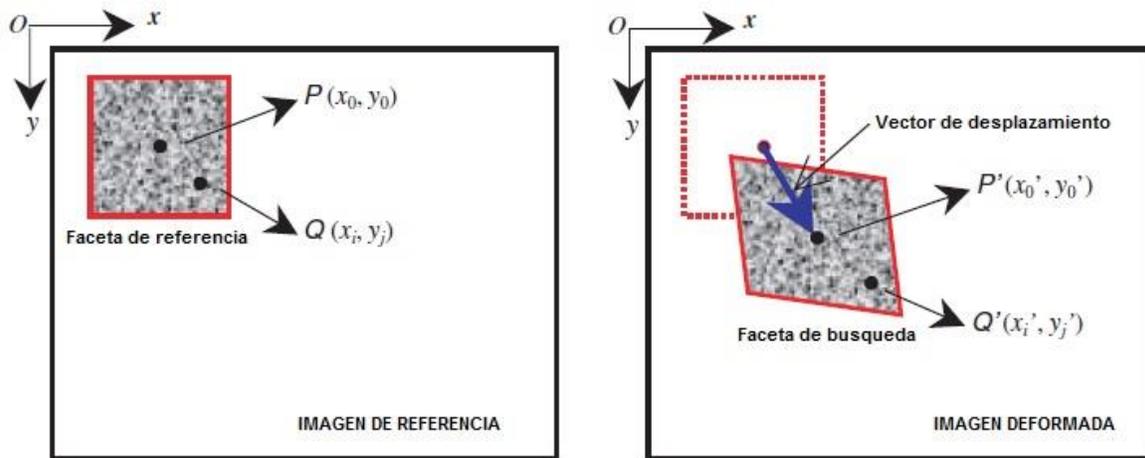


Figura 5. Esquema ilustrativo sobre el funcionamiento del método de correlación de imágenes digitales. [26]

Existen diferentes algoritmos de correlación; uno de los más comunes y más utilizado en el software de correlación de imágenes digitales, es el método de correlación cruzada; este método consiste en obtener el coeficiente de correlación cruzada mediante la ecuación (1).

$$C(i, j) = \sum_{x=0}^{L-1} \sum_{y=0}^{K-1} w(x, y) f(x + i, y + j) \quad (1)$$

En general el método de correlación cruzada toma una imagen $f(x, y)$ de tamaño $M \times N$ píxeles y la subdivide en sub imágenes o facetas $w(x, y)$ de tamaño $K \times L$, donde $K \leq M$ y $L \leq N$, la faceta $w(x, y)$ se recorre por toda la región de búsqueda y el valor máximo del coeficiente de correlación $C(i, j)$ indica la posición que mejor se ajusta dentro de la imagen, así el conocer la posición de la faceta de búsqueda se calcula el vector de desplazamiento respecto a su posición en la imagen de referencia, el procedimiento de correlación se realiza para cada faceta en la que se haya dividido la imagen y se obtiene el campo completo de desplazamiento de cada punto en la imagen deformada [28] [29]. En la **Figura 6** se ilustra de manera gráfica el método de correlación cruzada.

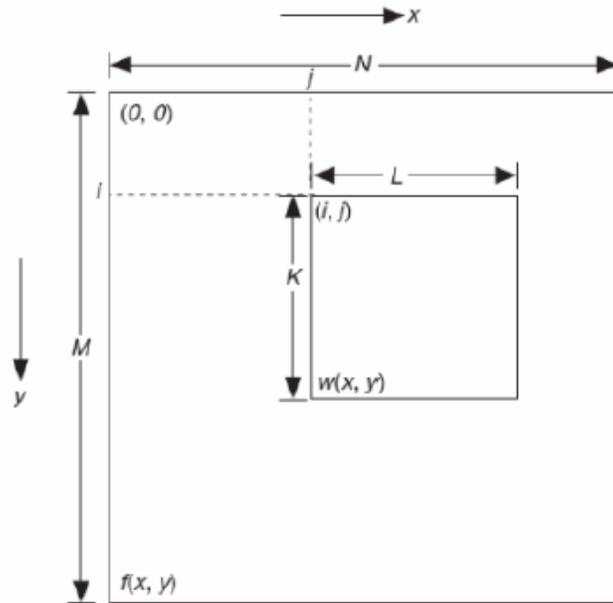


Figura 6. Procedimiento de correlación cruzada. [29]

El método de correlación cruzada se utiliza para calcular desplazamientos en 2D y 3D; en el caso de 3D la captura de las imágenes se lleva a cabo mediante un sistema de estéreo visión, el cual se compone por 2 o más cámaras; la estéreo visión binocular es una técnica mediante la cual se puede obtener la estructura de un objeto de estudio 3D mediante dos imágenes tomadas desde dos puntos de visión diferentes, en la **Figura 7** se muestra el esquema de estéreo visión binocular, donde $P(X,Y,Z)$ es el punto 3D que se desea medir, $p_1(u_1, v_1)$ y $p_2(u_2, v_2)$ son las proyecciones en las imágenes capturadas y C_1 y C_2 son los centros ópticos de las dos cámaras. [30]

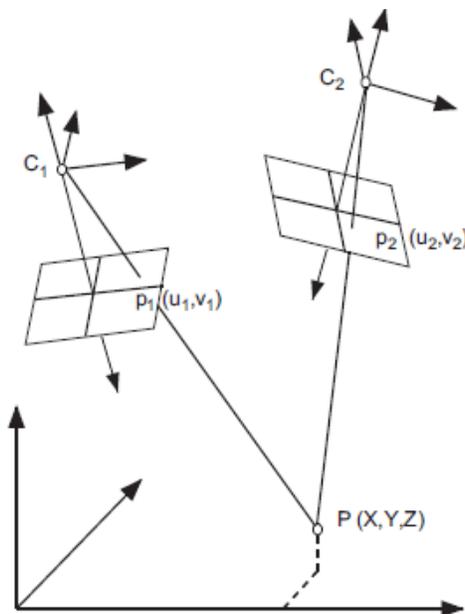


Figura 7. Esquema de estéreo visión binocular. [30]

En general la técnica de estéreo visión binocular obtiene dos imágenes del objeto de estudio, en las cuales para un punto p_1 en la imagen 1 corresponde un punto p_2 en la imagen 2, los cuales están relacionados mediante una línea llamada epipolar que se define mediante la intersección del plano formado por los centros ópticos de las cámaras C_1 , C_2 y el punto P con los planos de proyección de los puntos p_1 y p_2 **Figura 8**.

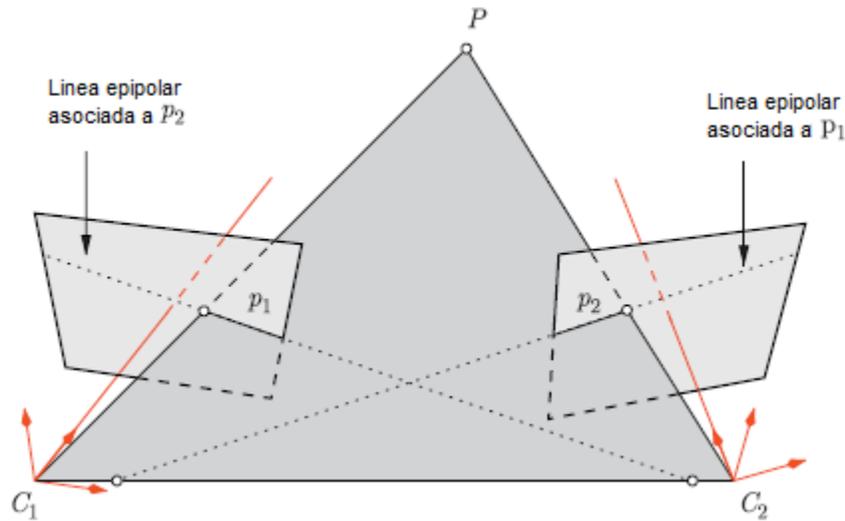


Figura 8. Definición de las líneas epipolares en estéreo visión. [30]

Al tener las cámaras perfectamente alineadas es posible tener las líneas epipolares paralelas a la horizontal de una imagen, cuando se cumple esta condición el problema de correlación se traduce a un problema de 1D el cual facilita la correspondencia entre imágenes, en caso de que no se cumpla esta condición se hace la rectificación del sensor mediante homografía planar la cual consiste en determinar la correspondencia entre puntos, así el proceso de rectificación arroja como resultado un par de imágenes que corresponden a tener el sensor libre de distorsión y con las cámaras perfectamente alineadas **Figura 9**. (Para más detalles revisar en [30])

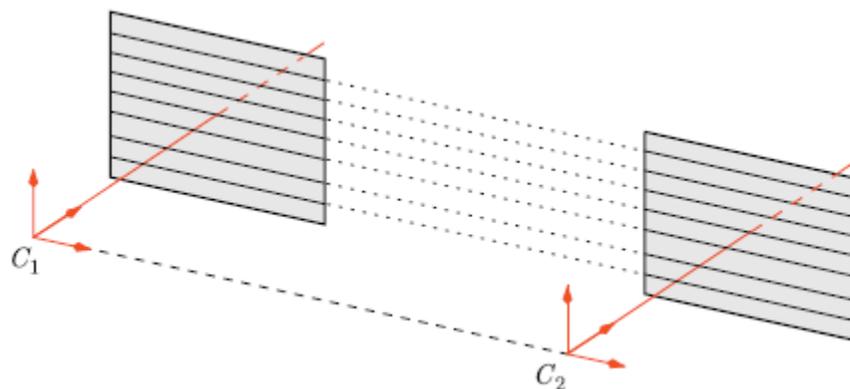


Figura 9. Sensor de estero visión rectificado: las líneas epipolares son paralelas a la horizontal. [30]

2.3 Ajuste del equipo CID aplicado a mediciones en sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

Actualmente en el INR como parte del proyecto patrocinado por el CONACYT titulado “**SISTEMA PARA LA ALINEACIÓN ESTÁTICA Y DINÁMICA DE ORTOPRÓTESIS PARA PREVENIR LA REAMPUTACION EN PACIENTES CON AMPUTACIÓN PARCIAL DE PIE CON CLAVE SALUD-2010-1-141036**” y en convenio con el Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM **INR/UNAM-IIM/GOB-15/2014**, se cuenta con un equipo de medición óptica que mediante la correlación de imágenes obtiene campos de desplazamientos y deformaciones, este equipo es comercial modelo ARAMIS 5M de la marca GOM, unos de los aspectos más importantes para el buen uso del sistema son el montaje y la calibración, por lo cual se tienen que tomar en cuenta distintos parámetros como el volumen de medición, el ángulo entre las cámaras, la distancia a la muestra y la distancia entre las cámaras **Figura 10** .

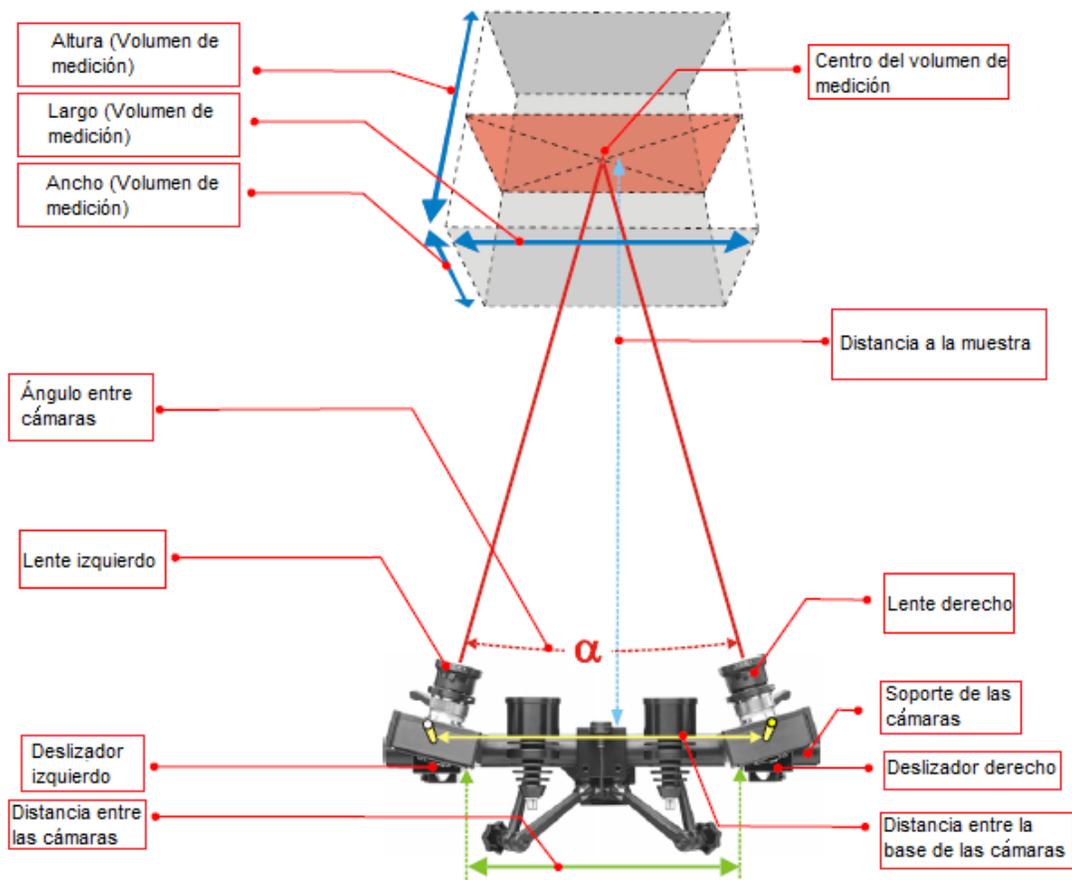


Figura 10. Parámetros importantes del sistema de medición óptica ARAMIS, volumen de medición, distancia a la muestra, distancia entre cámaras y ángulo entre cámaras. [31]

2.3.1 Descripción del sistema.

El equipo es un sistema de medición óptica el cual cuenta con un sensor constituido por una par de cámaras de 5 Mega pixeles de resolución, un soporte ajustable para las cámaras, dos lámparas ajustables para iluminación de la muestra, un controlador

con frecuencia máxima de muestreo de 15 [Hz] y un equipo de cómputo con la paquetería del sistema ARAMIS 5M para el post-procesamiento de las imágenes recabadas en cada prueba y el análisis de resultados de deformación.

Cada cámara tiene lentes de 17 [mm], con esta óptica se pueden realizar mediciones a superficies desde 80 x 65 [mm] hasta 2500 x 2100 [mm] según sea el caso del panel de calibración utilizado, actualmente en el INR se cuenta con dos paneles de calibración, el primero, el panel codificado CP20 175 X 140 permite hacer mediciones a superficies de entre 150 x 130 [mm] y 175 x 150 [mm] aproximadamente y el segundo panel codificado CP20 350 X 280, admite analizar superficies de entre 300 x 250 [mm] y 400 x 330 [mm] **Figura 11**. Según sea del tamaño de la superficie que se desee analizar, se debe hacer la elección del panel de calibración que se ajuste a las dimensiones de la muestra para posteriormente poder obtener información de toda la superficie de análisis.

17 mm Lens (ARAMIS 5M)

Lens	Measuring volume [mm x mm]	Comment	Min. length camera support [mm]	Distance ring [mm]	Measuring distance [mm]	Slider distance [mm]	Camera angle [°]	Calibration objects	Aperture-dependent depth of field [mm]									
									1.4	2	2.8	4	5.6	8	11	16	22	32
17mm lens family B	80 x 65	--	500	--	190	Mech. Stop	28	CP20 90x72	n.a.	n.a.	n.a.	3.4	13	27	45	--	--	--
	100 x 85	--	500	--	235	66	25	CP20 90x72	n.a.	n.a.	2.6	13	28	51	80	--	--	--
	125 x 100	--	500	--	290	90	25	CP20 90x72	n.a.	n.a.	11	27	50	86	>125	--	--	--
	150 x 130	--	500	--	340	112	25	CP20 175x140	n.a.	6	22	46	79	130	>150	--	--	--
	175 x 150	--	500	--	395	136	25	CP20 175x140	n.a.	15	36	69	120	>175	>175	--	--	--
	200 x 170	--	500	--	450	160	25	CP20 250x200	3.9	25	53	97	160	>200	>200	--	--	--
	250 x 210	--	500	--	555	208	25	CP20 250x200	20	53	97	170	>250	>250	>250	--	--	--
	300 x 250	--	500	--	660	254	25	CP20 350x280	41	89	150	260	>300	>300	>300	--	--	--
	350 x 290	--	500	--	765	300	25	CP20 350x280	69	130	220	>350	>350	>350	>350	--	--	--
	400 x 330	--	500	--	875	350	25	CP20 350x280	100	190	310	>400	>400	>400	>400	--	--	--
	500 x 420	--	800	--	1090	446	25	CC20 500x400	190	330	>500	>500	>500	>500	>500	--	--	--
	750 x 630	--	800	--	1620	680	25	CC20 700x560	520	>750	>750	>750	>750	>750	>750	--	--	--
	1000 x 840	2)	1200 fixed	--	2100	--	32	CC20 1000x800	950	>1000	>1000	>1000	>1000	>1000	>1000	--	--	--
	1250 x 1050	2)	1200 fixed	--	2650	--	25	CC20 1400x1120	>1250	>1250	>1250	>1250	>1250	>1250	>1250	--	--	--
	1500 x 1250	2)	1600 fixed	--	3150	--	28	CC20 1400x1120	>1500	>1500	>1500	>1500	>1500	>1500	>1500	--	--	--
	1750 x 1450	2)	1600 fixed	--	3670	--	24	CC20 2000x1600	>1750	>1750	>1750	>1750	>1750	>1750	>1750	--	--	--
2000 x 1650	2)	1600 fixed	--	4200	--	21	CC20 2000x1600	>2000	>2000	>2000	>2000	>2000	>2000	>2000	--	--	--	
2500 x 2100	2)	1600 fixed	--	5230	--	17	on request	>2500	>2500	>2500	>2500	>2500	>2500	>2500	--	--	--	

Legend:
 1) without laser pointer
 2) For further information, please refer to the User Information - Hardware for ARAMIS (Fixed Base).
 -- Lens cannot be adjusted to the aperture value.
 n.a. It is not possible to focus the complete measuring volume.

Figura 11. Selección de parámetros de configuración para lentes de 17 [mm] mediante los paneles de calibración CP20 175 x 140 y CP20 350 x 280. [25]

Antes de llevar a cabo una prueba se debe realizar el montaje y la calibración adecuados para el tipo de muestra que se desee analizar, contemplando los diferentes parámetros necesarios para realizarla.

2.3.2 Selección de parámetros en relación a la muestra.

De acuerdo con el manual del equipo, para el montaje y calibración se tiene que medir el tamaño de la superficie a analizar; así con base en ese parámetro se hace la elección del acomodo del equipo para cubrir las necesidades del estudio.

Para este estudio el tamaño de la muestra fue aproximadamente de 250 x 200 [mm], teniendo en cuenta la medida de la superficie de interés se elige un volumen de

medición mediante tablas que sea mayor o igual al tamaño de la muestra. Así con la óptica de 17 [mm] y con el panel de calibración CP20 350 X 280 se eligió el volumen de medición de 350 X 290 [mm] y se obtuvieron los parámetros de configuración del equipo mostrados en la **Tabla 2**.

Tabla 2. Parámetros establecidos para la medición de deformación en sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

Parámetro	Valor
Superficie de calibración	350 x 290 [mm]
Distancia entre las cámaras	300 [mm]
Distancia del soporte a la muestra	765 [mm]
Ángulo de inclinación de las cámaras	0°
Volumen de medición	360/310/310 [mm]

En referencia a los parámetros establecidos se debe realizar el montaje del equipo, alguna variación en los parámetros puede ocasionar que la medición no sea la correcta y se presente pérdida de datos de la superficie que se desee analizar o no se pueda llevar a cabo el análisis correspondiente, es por ello que en el montaje del equipo se debe ser lo más preciso posible para obtener una buena medición y resultados.

2.3.3 Montaje del sistema de medición ARAMIS 5M.

Tomando en cuenta los parámetros previamente seleccionados en la **Tabla 2** se procede a realizar el montaje del equipo siguiendo una serie de pasos en general:

- Inicialmente se conecta el equipo de cómputo y el controlador, se montan las cámaras en su soporte, posteriormente se enciende el controlador y el equipo de cómputo; es importante que el controlador tenga un periodo de alrededor de 20 minutos de precalentamiento antes de realizar alguna medición.
- En el equipo de cómputo se inicia el software ARAMIS V6.1, se crea un nuevo proyecto y se debe observar que las cámaras y las luces estén funcionando.
- Se fija el lugar donde será realizada la prueba y se acomodan las cámaras con los parámetros previamente seleccionados: distancia a la muestra, distancia entre las cámaras y ángulo de inclinación, posteriormente se ajustan las luces de forma que iluminen toda la muestra y no causen sombras o variaciones de luz importantes; se deben alinear las cámaras mediante el láser, es decir ambas cámaras deben ver lo mismo y la marca del láser debe estar en el centro de la imagen.
- Se debe ajustar el enfoque de las cámaras, se coloca una hoja con algún escrito en el centro de visión de las cámaras, se realiza un zoom óptico en el software de manera que se puedan observar los píxeles de las letras, posteriormente se ajusta el enfoque girando el lente en sentido de las manecillas del reloj y viceversa, buscando obtener la mejor visión de los píxeles en la imagen, se realiza el mismo procedimiento para ambas cámaras.

- Se ajusta la apertura de lente, generalmente se utiliza la apertura de lente máxima que para este caso es de 11, se coloca un fondo blanco en el centro de visión de las cámaras, posteriormente dentro de la imagen en el software se debe poner en el modo **false color** se hace clic derecho y se selecciona **image display**→ **false color** , se debe tomar como referencia la imagen de la cámara izquierda e igualar el patrón de color de la imagen de la cámara derecha al de la izquierda girando el anillo del lente donde marca la apertura. Al tener el mismo patrón se regresa la imagen al modo **overexposed** (clic derecho **image display**→ **overexposed**).

Al haber realizado el montaje adecuado del sistema, se debe llevar a cabo la calibración correspondiente para posteriormente realizar las mediciones a la superficie que se requiera analizar.

2.3.4 Calibración del equipo.

La calibración es el proceso mediante el cual el equipo se ajusta dimensionalmente con ayuda del panel de calibración, el proceso consiste en generar un volumen de medición mediante el uso de escalas establecidas en el panel de calibración **Figura 12.** [31]

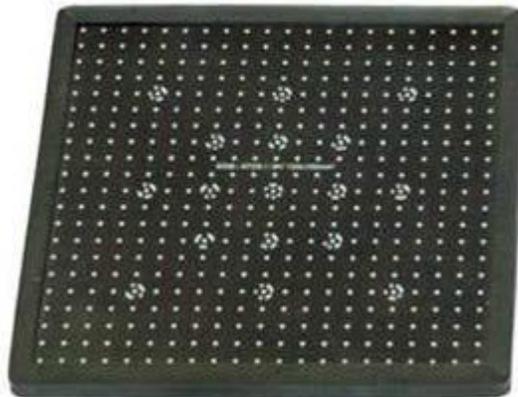


Figura 12. Panel de calibración codificado mediante puntos de referencia colocados a una distancia entre sí establecida. [31]

Durante el proceso de calibración se determinan todos los parámetros de medición del equipo, se obtiene la distancia y la orientación entre las cámaras, además las características de la imagen son obtenidas, así mediante la información determinada se calculan las coordenadas de los puntos de referencia del panel de calibración y se obtiene las dimensiones del volumen de medición.

En la **Figura 13** se presenta el proceso general de calibración mediante un panel codificado, el proceso consiste en generar un volumen de medición trasladando el panel de calibración a diferentes coordenadas establecidas y cambiando la orientación del panel dependiendo del paso que se requiera; al mover el panel en diferentes ubicaciones se genera la consistencia dimensional del sistema de medición mediante el seguimiento de los puntos de referencia del panel, los cuales al ser trasladados a otro punto se calculan

sus coordenadas y se genera el volumen de medición que permitirá llevar a cabo la medición de la muestra a analizar.

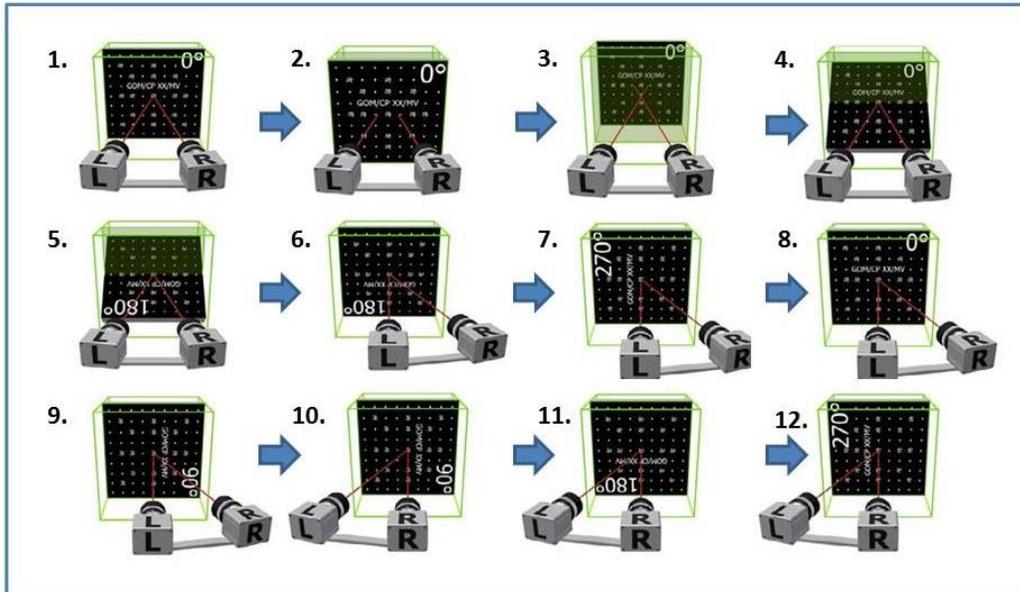


Figura 13. Proceso general de calibración para el sistema de medición ARAMIS 5M. [31]

Al completar el proceso se arrojan los resultados de la calibración; uno de los parámetros más importantes es la desviación de la calibración, ya que nos sirve para saber si la calibración fue correcta o se tiene que repetir; para que el proceso de calibración sea el adecuado y podamos hacer mediciones con certeza, la desviación de la calibración se debe encontrar entre el rango de 0.01 y 0.04 [píxeles], con ello aseguramos que el equipo se encuentra calibrado y se pueden realizar mediciones; además de la desviación de la calibración el sistema arroja otros parámetros que deben ser tomados en cuenta en las mediciones y en el análisis **Figura 14**, como son la desviación de la escala y el volumen de medición.

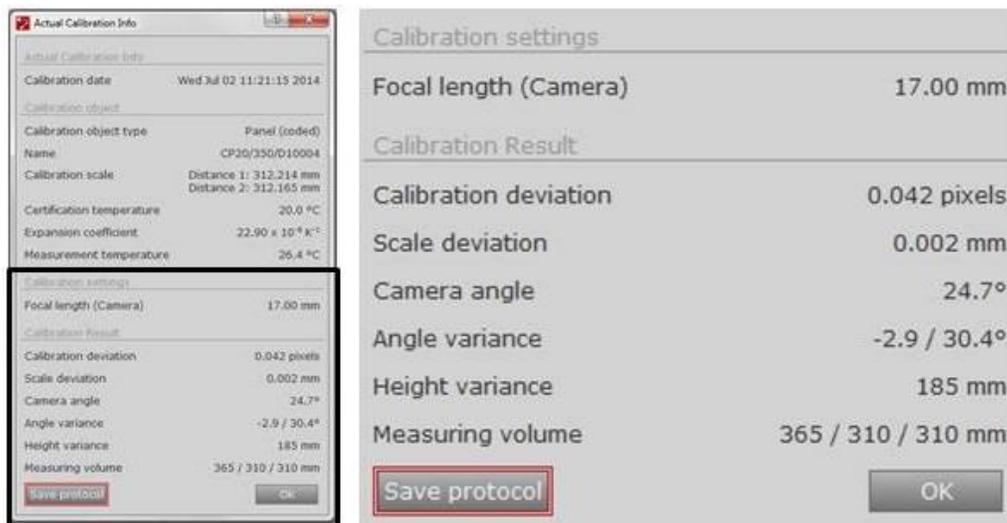


Figura 14. Parámetros arrojados después del proceso de calibración del sistema ARAMIS.

Es importante saber que cada que se requiera realizar una medición se debe calibrar el equipo, además si se modifican las condiciones del montaje del equipo como por ejemplo, si se cambia algún ángulo de las cámara o se modifica la distancia de medición, se debe recalibrar el equipo para obtener las nuevas condiciones dimensionales del sistema y poder llevar a cabo las mediciones correspondientes.

2.3.5 Adaptación de las condiciones de iluminación a mediciones de sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

La iluminación es un factor importante durante el proceso de calibración y a lo largo de la realización de las diferentes pruebas; se debe verificar y asegurar que la iluminación sea la adecuada para la prueba, según sean las necesidades del estudio es el tipo de iluminación que se requiere, así para este trabajo se montó una prueba donde se verificó las condiciones de iluminación óptimas.

Tomando como referencia los parámetros previamente establecidos para el montaje del equipo, se llevó a cabo el acomodo del sistema de medición de acuerdo al procedimiento general descrito en la sección 2.3.3, se montó el equipo en una habitación aislada a las variaciones de luz solar, se ajustaron la distancia entre las cámaras de 300 [mm] y la distancia a la muestra de 765 [mm], se colocó el panel de calibración sobre una mesa de trabajo plana de 800 [mm] de altura respecto al piso y a una distancia de 500 [mm] respecto a la orilla como se observa en la **Figura 15**.

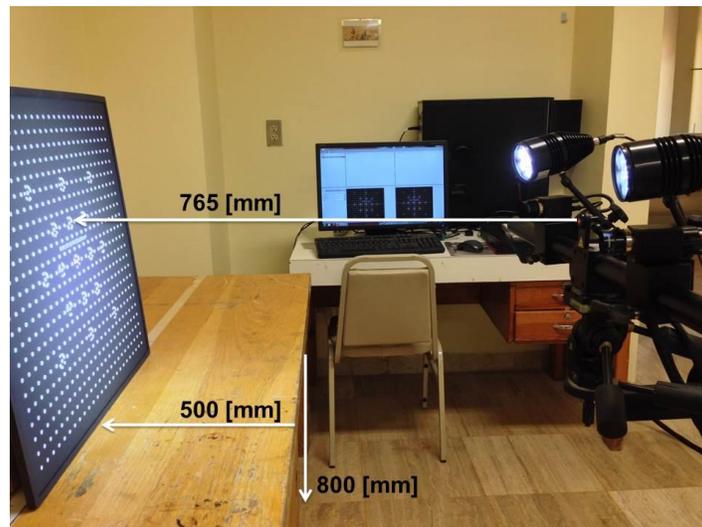


Figura 15. Montaje del equipo para prueba de verificación de iluminación.

Posteriormente al tener correctamente el montaje del equipo se verificaron las condiciones de iluminación siguiendo una serie de pasos descritos a continuación:

1. Se colocó un fondo blanco a la distancia establecida para la muestra de 765 [mm], de tal forma que se encontrará centrado en las imágenes observadas mediante las cámaras.
2. Se estableció el modo **False-color** dentro del software ARAMIS V6.1, para que las cámaras arrojaran imágenes con un patrón RGB de la escala de grises observada.

3. Se ajustaron las lámparas de iluminación procurando que se iluminara de forma uniforme el fondo blanco.
4. Se verificó que los patrones observados en la imagen de la cámara izquierda y la cámara derecha fueran iguales o muy aproximados.
5. Si los patrones de ambas imágenes presentan diferencias entre sí, se debe volver a ajustar las lámparas del equipo hasta que se igualen entre si lo máximo posible.
6. Posteriormente de verificar que los patrones de cada imagen fueran iguales se calibró el equipo con la configuración de iluminación establecida.

Así siguiendo el proceso anteriormente descrito se obtuvieron las condiciones de iluminación óptimas para la configuración establecida por el tamaño de la muestra y con ello se completa el proceso de calibración del sistema para posteriormente realizar mediciones a sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

2.3.6 Caracterización del error permisible por el sistema de medición ARAMIS 5M.

El proceso de calibración del equipo asegura que el sistema de medición se encuentre en las condiciones correctas para realizar una medición, por otro lado la medición del error en cualquier tipo de pruebas es fundamental para saber si los resultados arrojados son los correctos y además permite identificar las principales fuentes de error al hacer una medición.

En el caso de las pruebas de análisis de deformación mediante CID se cuantifica el error en función de los pixeles del equipo utilizado; para el equipo empleado en este estudio (ARAMIS 5M, GOM, Alemania) se sabe que el error máximo permisible por el sistema es de 0.1 pixeles [29], lo cual permite establecer control sobre las pruebas para que estas no sobrepasen ese valor.

Con el objetivo de cuantificar el valor en [mm] que representa un pixel en el sistema de medición ARAMIS 5M para los parámetros establecidos en la sección 2.2.2. Se realizaron 10 tomas de imágenes con el equipo a un vernier con un fondo blanco y posteriormente con un fondo con la preparación superficial adecuada y se obtuvieron el número de pixeles que se encuentran en 1 [mm].



Figura 16. Vernier marca TRUPER utilizado para la medición del tamaño de pixel.

Se montó y se calibro el equipo de medición óptica siguiendo los procedimientos descritos en las secciones 2.3.3 y 2.3.4 y se obtuvieron los parámetros de calibración mostrados en la **Tabla 3**, así mediante el uso de un vernier de la marca TRUPER **Figura**

16, se realizaron 2 tomas de imágenes para cada una de las siguientes longitudes: 1,2,3,4 y 5 [mm], una con fondo blanco y otra con fondo preparado superficialmente mediante un patrón aleatorio de puntos negros con fondo blanco procurando mantener una relación de 50% negro y 50% blanco.

Tabla 3. Parámetros arrojados después de calibrar el sistema de medición óptica.

Parámetro	Valor
Desviación de la calibración	0.024 pixeles
Desviación de la escala	0 [mm]
Ángulo de la cámara	24.8°
Volumen de medición	360/310/310

Posteriormente a todas las imágenes capturadas se les hizo un acercamiento en la zona de las puntas del vernier para poder distinguir el número de pixeles que se encuentran entre cada punta **Figura 17**, se realizó el conteo de pixeles visualmente para cada imagen, después se hizo el promedio del número de pixeles contados por cada imagen y se obtuvo aproximadamente el número de pixeles por cada milímetro.

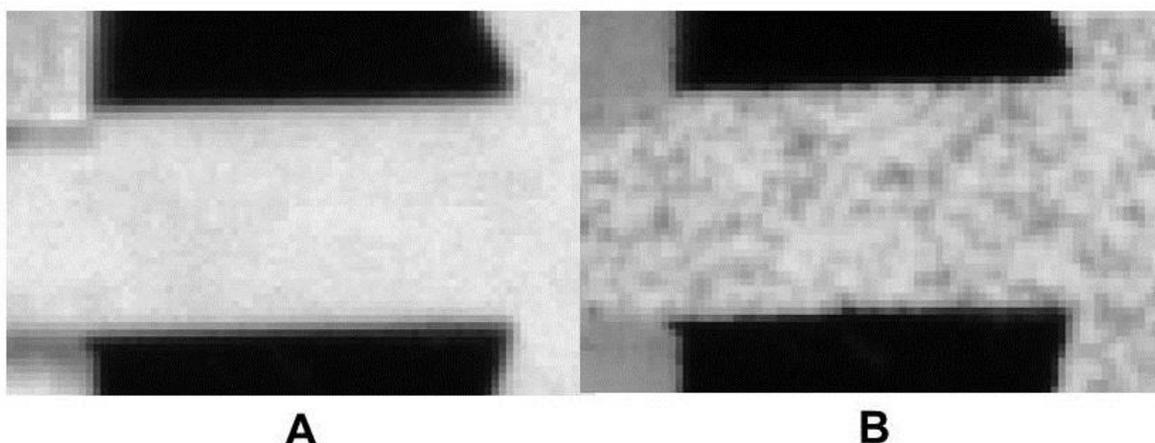


Figura 17. Imágenes de apertura de vernier. A) Con fondo blanco. B) Con fondo preparado mediante un patrón estocástico.

Al conocer el tamaño del píxel se obtuvo el error permisible en [mm] con el objetivo de cuantificar el error que presentan las mediciones de deformación en sistemas protésicos para amputación parcial de pie, con ello los resultados obtenidos en este trabajo se reportaron bajo ese parámetro.

2.4 Aplicación del método CID a mediciones de sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

En las secciones anteriores se describieron los procesos generales para el montaje y la calibración, así también se eligieron los parámetros para la realización de pruebas en prótesis de acuerdo al tamaño de la muestra, además se evaluaron las condiciones de iluminación adecuadas y el error permisible por el equipo para llevar a cabo una medición.

Tomando en cuenta los aspectos descritos en el párrafo anterior, en esta sección se aplicó al método CID para analizar diferentes sistemas protésicos, se establecieron diferentes pruebas para obtener las condiciones necesarias para realizar una buena medición enfocándose en obtener resultados con mediciones de error por debajo del permisible y generar un protocolo general de medición a sistemas protésicos para amputación parcial de pie.

2.4.1 Descripción del sujeto de estudio.

En este estudio para obtener las condiciones adecuadas en la medición de deformación en prótesis para amputación parcial de pie, se analizaron diferentes diseños de prótesis fabricados para un sujeto de estudio sano SS perteneciente al equipo de trabajo y para un paciente con amputación parcial de pie a nivel chopart, de peso 85 [Kg] y talla 165 [cm] respectivamente, el cual con la firma de un consentimiento informado accedió a participar en el proyecto de forma voluntaria.

2.4.2 Diseños de prótesis analizados.

Para el análisis en este trabajo se eligieron cuatro sistemas protésicos que son los más comunes que se utilizan dentro del INR, los diseños empleados se centran en dos categorías de sistemas protésicos para amputación parcial de pie, las prótesis SS y F1 son prótesis de perfil alto de corte posterior y las prótesis M1 y M2 son prótesis de corte anterior con socket de polipropileno y se encuentran en la categoría de perfil bajo como se observa en la **Figura 18**. Los diseños utilizados fueron fabricados por el equipo de protesistas dentro del laboratorio de órtesis y prótesis del INR, que de acuerdo a su experiencia son los sistemas protésicos que se adecuan a los pacientes con amputación parcial de pie que atiende el INR.



Figura 18. Sistemas protésicos utilizados en el estudio.

2.4.3 Preparación superficial de los sistemas protésicos.

Con los sistemas protésicos seleccionados para el estudio, se llevó a cabo la preparación superficial mediante un patrón estocástico en escala de grises de acuerdo a los requerimientos establecidos anteriormente en la sección 2.2.1, a continuación se

describe el procedimiento general que se siguió para la preparación del área de interés de los sistemas protésicos.

1. Primero se limpió el área de interés que se desea analizar con thinner para eliminar algún remanente de pintura, de algún solvente o polvo que se pueda presentar en la superficie.
2. Posteriormente se aplicó una capa de pintura blanca en aerosol con acabado mate a lo largo de toda la superficie de la prótesis, la capa de color blanco debe cubrir perfectamente toda el área de interés para evitar reflexiones causadas por el material de fabricación.
3. Con la superficie cubierta de color blanco se aplicó un patrón aleatorio de puntos negros mediante un cepillo de dientes y pintura negra acrílica de la marca POLITEC, procurando obtener una relación de 50% de color blanco y 50% de color negro aproximadamente.
4. Se verifico visualmente que el patrón aplicado se presentara de forma uniforme en toda la superficie, de ser necesario se aplicó una capa de puntos negros en las zonas donde se consideró que no era uniforme hasta que el patrón obtenido se asimile al patrón ejemplo establecido en el manual del equipo como se observa en la **Figura 19**.

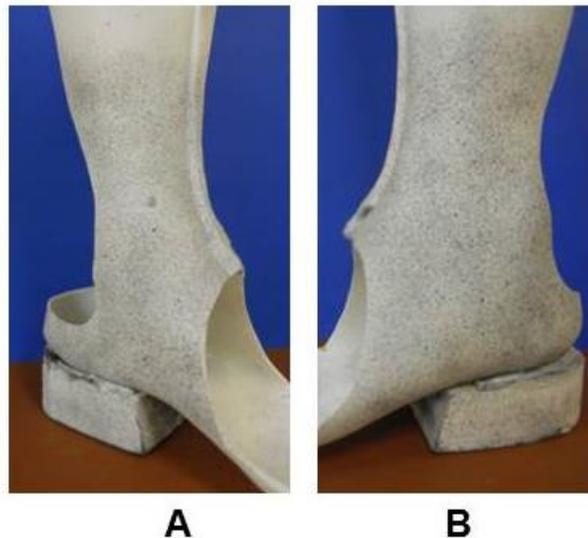


Figura 19. Preparación superficial aplicada al sistema protésico SS. A) Vista medial. B) Vista lateral.

Mediante el proceso de preparación superficial previamente descrito, se preparó la superficie de todos los sistemas protésicos utilizados en este trabajo, posteriormente se realizó una prueba de banco con el objetivo de verificar la preparación mediante un análisis en el equipo de medición, el cual se montó y se calibró con los parámetros establecidos en la sección 2.3.2, posteriormente se capturaron 5 imágenes por cada sistema protésico utilizado, las cuales se analizaron y se obtuvieron los resultados del tamaño de mascara y el análisis de deformación verificando que el equipo pudiera detectar la superficie y no mostrara variaciones en deformación.

2.4.4 Descripción de la prueba dinámica durante el ciclo de la marcha.

Teniendo los sistemas protésicos preparados superficialmente se analizaron las condiciones para realizar una prueba dinámica con el sujeto de estudio durante el ciclo de la marcha.

La marcha es una capacidad que tiene el ser humano para trasladarse de un lado a otro mediante el uso de sus miembros inferiores. Esto es un aspecto muy importante en la vida de las personas ya que al poder realizar la marcha no se necesita ayuda para trasladarse de un punto a otro.

El ciclo de la marcha está dividido en dos fases, la fase de apoyo y la fase de oscilación o balanceo; la fase de apoyo es la fase en la cual uno de los pies se encuentra en contacto con el suelo. Esta fase representa el 60% del ciclo de la marcha y comienza con el contacto inicial del talón hasta el despegue del antepié; por lo tanto, la fase de oscilación representa el 40% restante del ciclo y comienza con el despegue del antepié hasta el siguiente contacto del pie con el suelo; como se aprecia en la **Figura 20**. Dentro del ciclo de la marcha también se presentan dos periodos de apoyo bipodal o apoyo doble, estos se presentan cuando ambos pies están en contacto con el piso y representan aproximadamente el 10% del ciclo cada uno. [32]

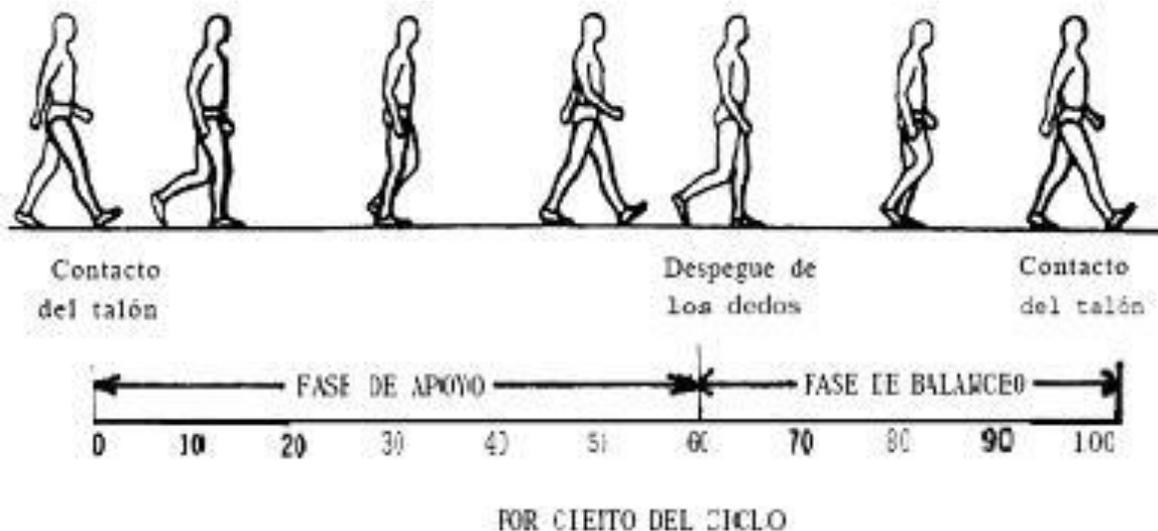


Figura 20. Ciclo de la marcha en su fase de apoyo y fase de balanceo. [32]

Para este trabajo se analizó únicamente la fase de apoyo; para su mejor análisis está se puede dividir en sub-fases del ciclo de la marcha definidas como sigue: contacto inicial (CI), apoyo inicial (AI), apoyo medio (AM), apoyo final (AF) y oscilación previa (OP) como se explican en el esquema de la **Figura 21**.

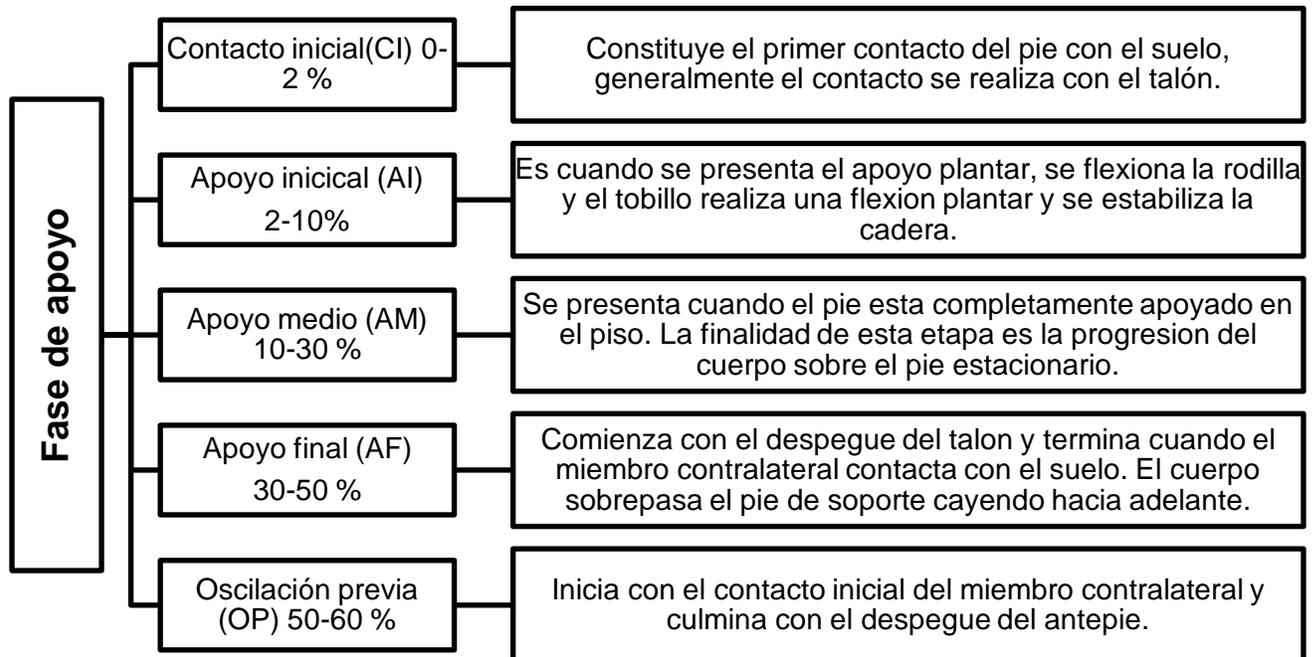


Figura 21. Esquema sub-fases del ciclo de la marcha en la fase de apoyo.

Se eligió la fase de apoyo debido a que el miembro que se desea analizar se encuentra mayor tiempo en contacto con el piso a diferencia de la fase de oscilación; además durante ese tiempo el pie de interés se encuentra soportando todo el peso del sujeto de estudio lo cual permite analizar el comportamiento mecánico del sistema protésico durante la carga máxima aplicada por el paciente.

2.5 Prueba dinámica preliminar.

Al tener establecidos los parámetros de montaje y calibración para llevar a cabo una medición a un sistema protésico, se decidió montar una prueba dinámica preliminar con el paciente con el objetivo de aplicar el ajuste determinado en la sección 2.3 tomando en cuenta los aspectos que se desean analizar de acuerdo con la descripción de la prueba dinámica durante el ciclo de la marcha.

Se eligió el sistema protésico de corte posterior F1 fabricado especialmente para el paciente, se preparó previamente la superficie de la prótesis de acuerdo a la sección 2.4.3, se montó el equipo y se calibró con los parámetros para una superficie de calibración de 350 x 290 [mm], posteriormente la prueba dinámica se llevó a cabo en una superficie plana con altura de 22 [cm] a la cual se le colocó una marca horizontal paralela al soporte del equipo en la cual el paciente debía caminar, se le indicó que se colocara el sistema protésico y que diera un paso frente a las cámaras del sistema de medición óptica siguiendo la guía establecida. **Figura 22.**

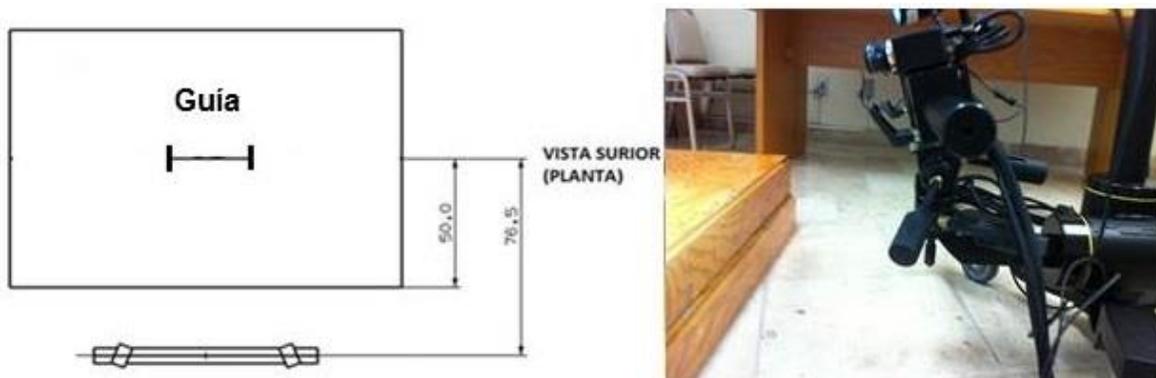


Figura 22. Montaje para la prueba dinámica preliminar durante la fase de apoyo.

Se hicieron 2 tomas de datos por cada vista, las cuales fueron analizadas para obtener los resultados de error y tamaño de la máscara que presentó el sistema protésico durante la aplicación de carga por un paciente en la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

2.6 Protocolo de medición de deformación mediante CID aplicado a prótesis para amputación parcial de pie.

Con los resultados obtenidos en la prueba dinámica preliminar se determinaron algunas variables que se tenían que controlar, es por ello que se llevó a cabo un protocolo general de medición a sistemas protésicos para amputación parcial de pie, en el cual se realizaron cuatro pruebas con la finalidad de encontrar los parámetros adecuados para llevar a cabo la medición diferentes diseños de sistemas protésicos para amputación parcial de pie mediante el equipo de medición óptica (ARAMIS, GOM, Alemania).

Se analizaron los sistemas protésicos descritos en la sección 2.4.2 con el objetivo de controlar algunas de las variables que propician aumento en el error y así obtener el volumen de medición real del equipo, el ángulo de rotación del sistema protésico y el error que presentan las pruebas durante el ciclo de la marcha.

2.6.1 Prueba 1. Obtención del volumen real de medición.

Se realizó una prueba de banco dividida en dos partes para obtener el volumen de medición real del equipo de medición óptica (ARAMIS 5M, GOM, Alemania); la primera variando distancia entre las cámaras y la muestra hacia adelante y hacia atrás y la segunda variando ángulo de apertura de la muestra y la distancia de la muestra a las cámaras.

Durante la prueba 1 se utilizó el sistema protésico para amputación parcial de pie de corte posterior F1 previamente preparado superficialmente en la sección 2.4.3 **Figura 23**; se montó el equipo de acuerdo a los parámetros establecidos en la sección 2.3.2. Como parte del montaje de la prueba, se colocaron marcas cada 5 [cm] hacia adelante y hacia atrás sobre una mesa de pruebas tomando como referencia la distancia fijada de 765 [mm] de las cámaras a la muestra como se observa en la **Figura 24**.

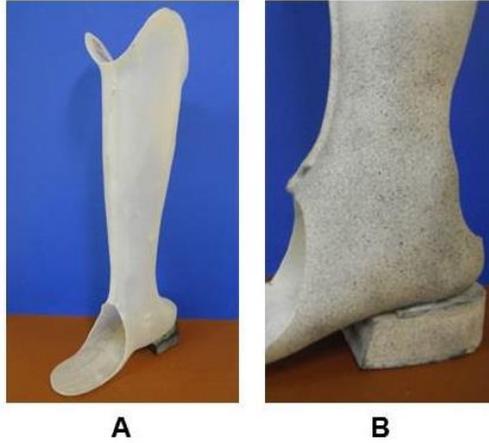


Figura 23. A) Sistema protésico para amputación parcial de pie de corte posterior F1. B) Preparación superficial del sistema protésico.

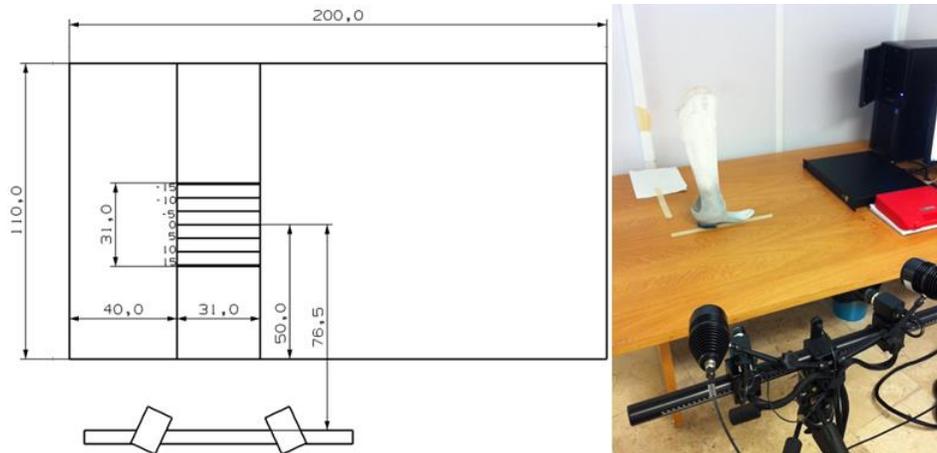


Figura 24. Montaje y configuración del equipo de medición óptica para la prueba de variación de distancias.

Posteriormente con la configuración determinada se calibró el sistema siguiendo los pasos indicados en la sección 2.3.4 y se obtuvieron los parámetros de calibración mostrados en la **Tabla 4**, los cuales se tomaron en cuenta para realizar ambas partes de la prueba 1.

Tabla 4. Parámetros de calibración para la prueba de variación de distancias.

Parámetro	Valor
Superficie de calibración	350 x 290 [mm]
Distancia entre las cámaras	300 [mm]
Distancia del soporte a la muestra	765 [mm]
Ángulo de inclinación de las cámaras	0°
Desviación de la calibración	0.024 pixeles
Desviación de la escala	0 [mm]
Ángulo de la cámara	24.8°
Volumen de medición	360/310/310

La primera parte de la prueba se realizó variando la distancia entre el sistema protésico y las cámaras, inicialmente el sistema protésico se colocó a 765 [mm] de las cámaras; después se desplazó la prótesis variando cada 5 [cm] hacia adelante y hacia atrás hasta obtener una distancia de 15 [cm] para cada sentido y así cubrir por completo el volumen de medición que se obtuvo en la calibración del equipo de medición **Figura 25**.

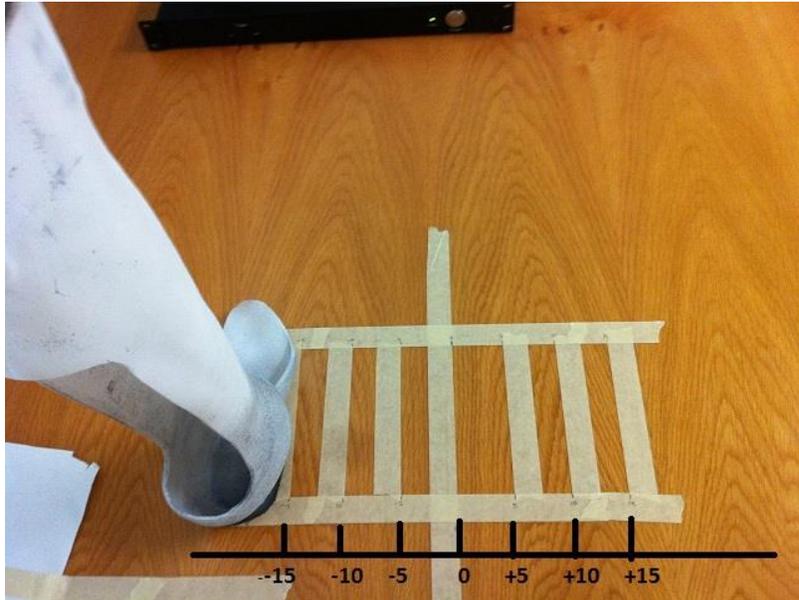


Figura 25. Marcas colocadas cada 5 [cm] para realizar la prueba variando distancia.

Se hicieron 2 tomas de datos para cada distancia que se desplazó el sistema protésico. En total se hicieron 7 tomas para la vista lateral y 7 para la vista medial, la toma de datos se realizó como se muestra en la **Tabla 5**.

Tabla 5. Cronología de realización de la toma de datos para la primera parte de la Prueba1.

Prueba	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Distancia	0	+5	+10	+15	-5	-10	-15	0	+5	+10	+15	-5	-10	-15
Vista	Lat	Med												

Como siguiente paso a la toma de datos se analizaron las pruebas capturadas y se obtuvo el error en [mm] y el porcentaje de tamaño de la máscara de análisis para cada distancia que se movió el sistema protésico para establecer el rango que permite obtener el error por debajo del permisible y el máximo tamaño de la máscara.

La segunda parte de la prueba se llevó a cabo variando el ángulo de rotación del sistema protésico, se colocó un patrón donde se marcaron ángulos de 10°, 20° y 30° para el rango de distancia de -15 hasta +15 [cm] variando cada 5 [cm] **Figura 26 y 27**. Se realizó una toma para cada ángulo fijado en cada vista del sistema protésico y para cada distancia marcada; así en total se obtuvieron 42 tomas de datos, 21 tomas para la vista lateral y 21 tomas para la vista medial, las cuales se analizaron obteniendo el error y el tamaño de la máscara para cada orientación en la que se colocó el sistema protésico, con ello se determinó el ángulo que presentó mayor reconocimiento de la máscara y menor error.

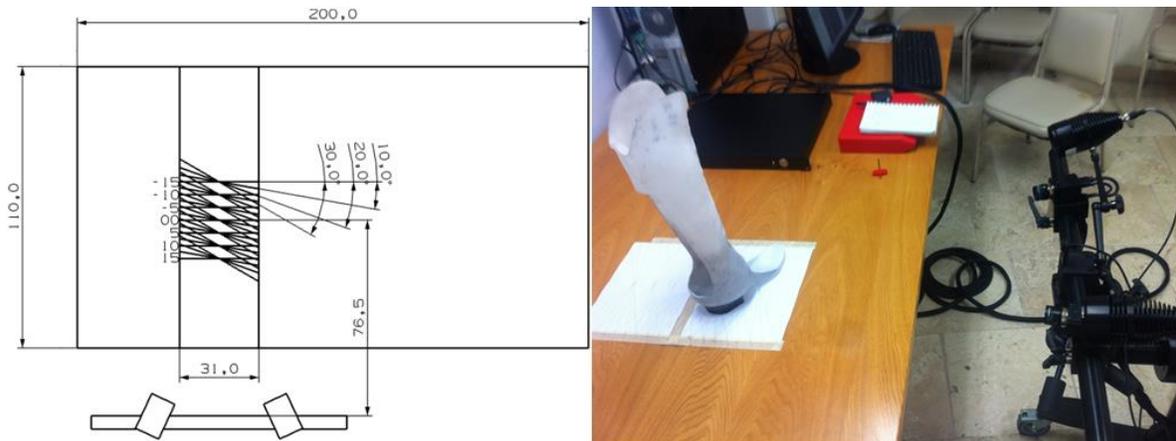


Figura 26. Montaje y configuración del equipo de medición óptica para la prueba de variación de ángulos.

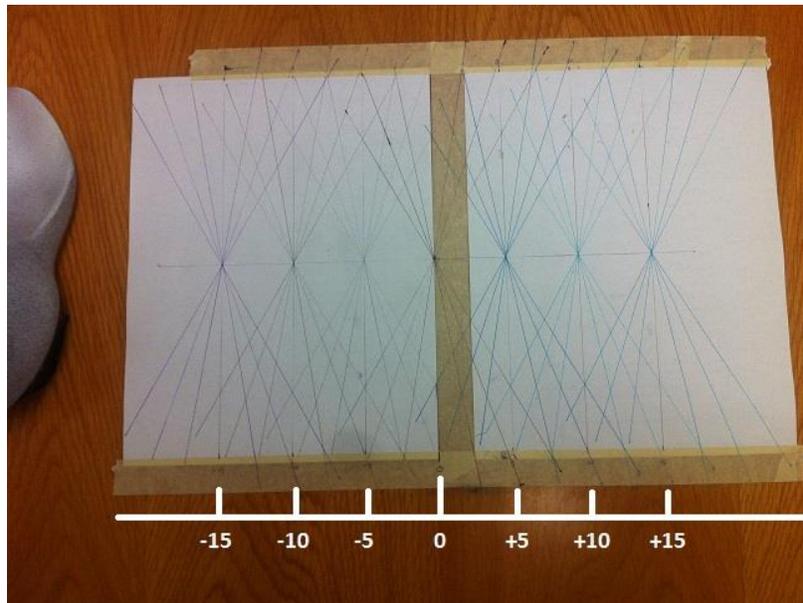


Figura 27. Marcas colocadas cada 5 [cm] y ángulos de 10°, 20° y 30°, para la realización de la prueba variando ángulos.

2.6.2 Prueba 2. Verificación del volumen real de medición en una prueba dinámica.

Mediante el volumen de medición real del equipo y el ángulo de rotación al cual se debe colocar el sistema protésico que se obtuvieron en la prueba anterior, se llevó a cabo una prueba dinámica con sujeto de estudio sano y con paciente con el objetivo de comprobar el volumen de medición real mediante una prueba dinámica durante la marcha y analizar el tamaño de la máscara y el error arrojado en la medición de dos diseños de sistemas protésicos diferentes. Para cada medición se realizaron cuatro tomas de datos, dos para la vista lateral y dos para la vista medial, en las cuales se analizó el tamaño de la máscara y el error que presentaron durante la prueba.

Para esta prueba se analizó el comportamiento de dos sistemas protésicos, el primero de corte posterior SS y el segundo de corte anterior con ensamble de socket de muñón de polipropileno M1, los cuales fueron preparados superficialmente de acuerdo a la sección 2.4.3 **Figura 28**.

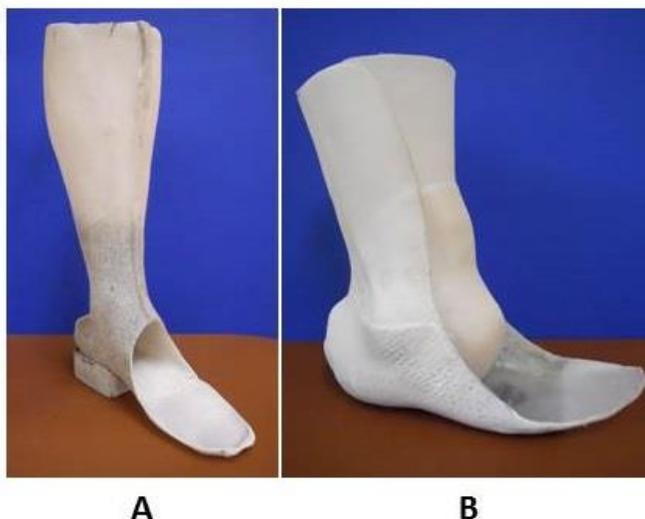


Figura 28. Sistemas protésicos para amputación parcial de pie utilizados en la prueba 2. A) Sistema protésico de corte posterior para sujeto de estudio sano. B) Sistema protésico de corte anterior con ensamble de socket para muñón de paciente.

Se montó el equipo de medición óptica (ARAMIS,GOM, Alemania) con la configuración para un área de medición de 350x290 mm, de acuerdo con los parámetros establecidos en la sección 2.3; se configuró la distancia entre las cámaras de 300 mm, la distancia del soporte a la muestra de 765 mm y un ángulo de inclinación de las cámaras de 10°, se colocaron dos tarimas para obtener altura de 220 mm del piso a la superficie de la tarima, el equipo se ajustó a la altura mínima permisible que fue de 440 mm del piso al soporte de las cámaras; se calibró el equipo con la configuración establecida y se obtuvieron los parámetros de calibración que se muestran en la **Tabla 6**.

Tabla 6. Parámetros de calibración para la prueba 3 con sujeto de estudio sano y paciente.

Parámetro	Valor
Superficie de calibración	350 x 290 [mm]
Distancia entre las cámaras	300 [mm]
Distancia del soporte a la muestra	765 [mm]
Ángulo de inclinación de las cámaras	10°
Desviación de la calibración	0.026 pixeles
Desviación de la escala	0.002 [mm]
Ángulo de la cámara	24.8°
Volumen de medición	360/310/310

Para llevar a cabo las mediciones, se colocaron marcas sobre las tarimas con el objetivo establecer donde el sujeto de estudio debía pisar y así el sistema de medición pudiera detectar la superficie de interés, para ello se colocó una marca horizontal a 60 cm

de la orilla de la tarima y después se colocó una marca con un ángulo de 20° respecto a la marca horizontal **Figura 29**.

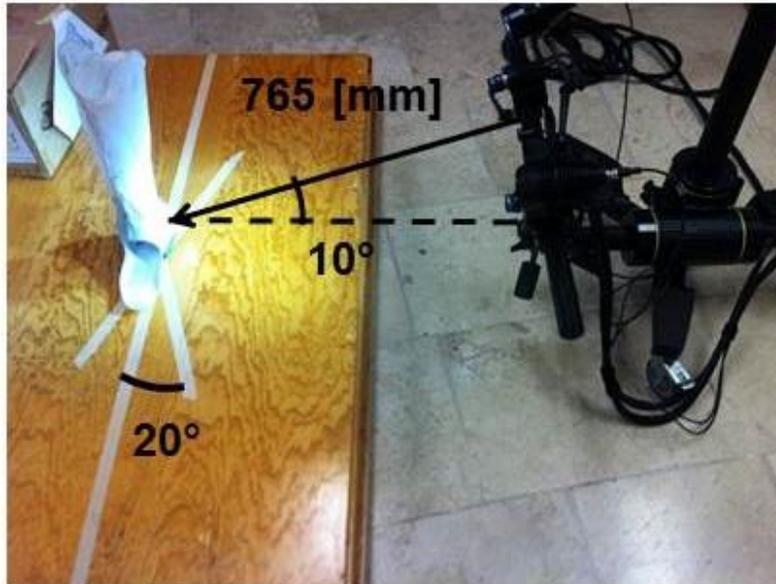


Figura 29. Montaje de las cámaras y marcas establecidas para la realización de la prueba 2.

Las pruebas se llevaron a cabo inicialmente realizando las mediciones en sujeto de estudio sano y posteriormente se llevó a cabo la medición con paciente. Se le pidió al sujeto de estudio que caminara durante 2 o 3 minutos aproximadamente para que se familiarizara con el sistema protésico, después se le pidió que caminara sobre las marcas establecidas para la prueba y se hizo la toma de datos como se muestra en la **Tabla 7**. En total se realizaron dos tomas para la vista lateral y dos para la vista medial, las cuales se analizaron con el objetivo de obtener el error y el tamaño de la máscara que se presentó durante la prueba dinámica para los dos sistemas protésicos utilizados en la prueba.

Tabla 7. Cronología de realización de las pruebas.

Prueba	Ángulo	Vista
1	20	Lateral
2	20	Lateral
3	20	Medial
4	20	Medial

2.6.3 Prueba 3. Técnica de medición del ángulo del sistema protésico.

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

Con base en los resultados obtenidos en la prueba anterior se midió el ángulo de las paredes laterales y mediales de tres sistemas protésicos para amputación parcial de pie M1, M2 y SS **Figura 30**, con el objetivo de conocer el ángulo de rotación al cual el paciente debe caminar para obtener mejores resultados de error y de tamaño de la máscara de análisis en las mediciones.



Figura 30. Sistemas protésicos utilizados en la prueba 3 de obtención de ángulo de las paredes laterales y mediales.

Para medir el ángulo de las paredes del sistema protésico se generó una técnica de medición del ángulo, la cual establece un proceso general que se puede aplicar a diferentes diseños de prótesis para amputación parcial de pie para obtener el ángulo de la pared que se desea analizar y posteriormente realizar una medición con base al ángulo medido mediante la técnica.

Al conocer los diferentes ángulos de interés medidos mediante la técnica generada, se llevó a cabo una prueba estática con el equipo de medición óptica para obtener el error y el tamaño de máscara que presentaba cada sistema protésico al ser colocados de manera que la pared de interés fuera normal al sensor.

Se colocaron marcas sobre una superficie plana de 800 [mm] con el ángulo de rotación que debía tener cada férula; posteriormente se montó y se calibró el equipo de medición óptica (ARAMIS,GOM, Alemania) para una superficie de interés de 350 x 290 [mm], así se definió la distancia entre la muestra y el sensor de 765 [mm] y la distancia entre las cámaras de 300 [mm] **Figura 31**, posteriormente se calibró el sistema siguiendo la metodología establecida en la sección 2.3.4, de la cual se obtuvo la desviación de la calibración de 0.027 píxeles.



Figura 31. Montaje y acomodo del equipo para llevar a cabo la prueba de medición de ángulos de la pared del sistema protésico.

Al tener el montaje y la calibración adecuados se llevó a cabo la medición estática sin carga de cada sistema protésico. Lo anterior se hizo con el objetivo de obtener el tamaño de la máscara y el error que se presenta al configurar la prótesis con el ángulo de rotación medido mediante la técnica generada. Después se colocaron marcas con los ángulos para cada sistema protésico en la mesa de pruebas y se hizo una toma de datos por cada vista del sistema protésico; se analizaron los datos procurando aproximar la misma selección de la máscara de interés para cada prótesis; finalmente, se obtuvo el error de cada prueba y se realizó una comparación de los resultados obtenidos.

2.6.4 Prueba 4. Evaluación dinámica del sistema protésico con los parámetros establecidos.

Con el objetivo de conjuntar y corroborar los resultados obtenidos en las pruebas anteriores, se llevó a cabo una prueba con un paciente. En ella se establecieron los parámetros correctos para medir deformación en sistemas protésicos durante el ciclo de la marcha; así observó la capacidad de medición del sistema óptico mediante el error arrojado y el tamaño de la máscara obtenido.

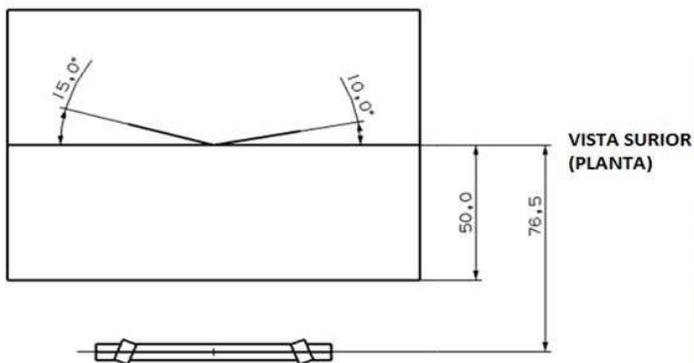


Figura 32. Montaje y acomodo del equipo para la realización de la prueba 4.

Se utilizó un sistema protésico M1 de corte anterior ensamblado con un socket de polipropileno que ajusta el muñón del paciente. El sistema M1 se preparó superficialmente de acuerdo a la sección 2.4.3; se montó y se calibró el equipo para una

superficie de 350 x 290 [mm] con la configuración mostrada en la **Figura 32**; se colocaron dos tarimas para obtener una altura de 220 [mm] y se ajustó el sensor a la altura mínima permisible de 440 [mm] del piso al soporte de las cámaras. Además se inclinaron las cámaras a un ángulo de 10° para obtener mejor visión de la zona a analizar. Tomando en cuenta el volumen real de medición obtenido en la prueba 1, se colocó una marca horizontal como referencia a las marcas con los ángulos de las paredes medidos mediante la técnica generada en la prueba 3 los cuales fueron de 10° para la vista lateral y 15° para la medial; después se llevó a cabo la calibración del equipo con la configuración mencionada y se obtuvieron los parámetros de calibración mostrados en la **Tabla 8**.

Tabla 8. Parámetros de calibración para la configuración del equipo en la prueba 4.

Parámetro	Valor
Superficie de calibración	350 x 290 [mm]
Distancia entre las cámaras	300 [mm]
Distancia del soporte a la muestra	765 [mm]
Ángulo de inclinación de las cámaras	10°
Desviación de la calibración	0.028 pixeles
Desviación de la escala	0.001 [mm]
Ángulo de la cámara	24.8°
Volumen de medición	360/310/310

Teniendo la certeza de contar con el montaje y la calibración adecuados para la prueba, además con los ángulos de rotación medidos y fijados del sistema protésico en la superficie donde el paciente caminó, se generó una metodología de medición. En ella se le indicó al paciente todos los pasos a seguir para obtener buenos resultados que se encontraran por debajo del error permisible.

Posteriormente siguiendo los pasos especificados en la metodología de medición generada, se realizó la evaluación dinámica del sistema protésico M1 cargado por el paciente durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Se evaluó el error y el tamaño de máscara de interés presentados durante la prueba desde el contacto inicial CI hasta el despegue del talón DT; así se obtuvieron las sub-fases en las cuales se presentó el mínimo error por debajo del permisible y el reconocimiento mayor de la máscara de análisis.

2.7 Análisis de deformación y localización de puntos críticos.

Mediante la metodología para llevar a cabo una medición dinámica a un sistema protésico para amputación parcial de pie que se estableció en la sección anterior, se llevó a cabo una prueba final con el objetivo de determinar el análisis de la deformación que sufre la prótesis al ser cargada por el paciente y determinar las principales zonas de mayor deformación donde se pueden presentar posibles fallas.



Figura 33. Sistema protésico M2 reforzado con fibras de carbono.

Para esta prueba se analizó el sistema protésico de corte anterior M2 el cual se fabricó de polipropileno y después el protesista aplicó un refuerzo con fibras carbono **Figura 33**; posteriormente, se llevó a cabo la preparación superficial de la prótesis de acuerdo a la sección 2.4.3; se montó y se calibró el equipo de medición con los parámetros establecidos en la sección 2.3 para una superficie de 350 x290 [mm]; se colocaron dos tarimas donde el paciente caminó para llevar a cabo la medición, se le indicó al paciente que se colocara el sistema protésico y se le dieron las indicación a seguir durante la prueba. **Figura 34**



Figura 34. Acomodo de la prueba final de deformación.

La evaluación de deformación del sistema protésico M2 primero se hizo sin reforzar y luego se llevó a cabo el análisis con la prótesis reforzada; de esta manera fue posible comparar el comportamiento mecánico que presenta la prótesis al reforzarse mediante un material compuesto; luego de obtener todos los datos de la medición, se analizaron para determinar las principales zonas de deformación que presentó el sistema protésico en las sub-fases de apoyo inicial AI, apoyo medio AM y despegue de talón DT; se obtuvieron los puntos críticos de posible falla y se analizó el campo de desplazamientos que se registró durante la medición; finalmente, se compararon los resultados obtenidos.

Capítulo 3. Resultados

Se obtuvieron los parámetros adecuados para llevar a cabo mediciones de deformación en sistemas protésicos para amputación parcial de pie mediante el método de Correlación de Imágenes Digitales; en general, se estableció un protocolo para medir la deformación en cualquier diseño de prótesis utilizado en la rehabilitación de pie parcialmente amputado. Este protocolo garantiza la obtención de resultados por debajo del error permisible, además que presenta mejoras en cuanto al tamaño de la máscara y los datos de deformación encontrados.

3.1 Calibración de sistema de medición ARAMIS.

Durante la calibración del sistema se determinaron los parámetros necesarios para llevar a cabo mediciones en prótesis; entre los parámetros más importantes se determinaron las condiciones de iluminación correctas, se obtuvo el tamaño de un pixel de acuerdo a la configuración establecida y se evaluó la calidad de la preparación superficial de las prótesis analizadas.

3.1.1 Iluminación.

Se obtuvieron las condiciones de iluminación adecuadas para realizar mediciones con sistemas protésicos para amputación parcial de pie; para tener una buena iluminación se debe realizar la prueba en una habitación aislada a las variaciones de luz solar. Además la iluminación propia del equipo de medición debe cubrir perfectamente la muestra y presentar uniformidad.

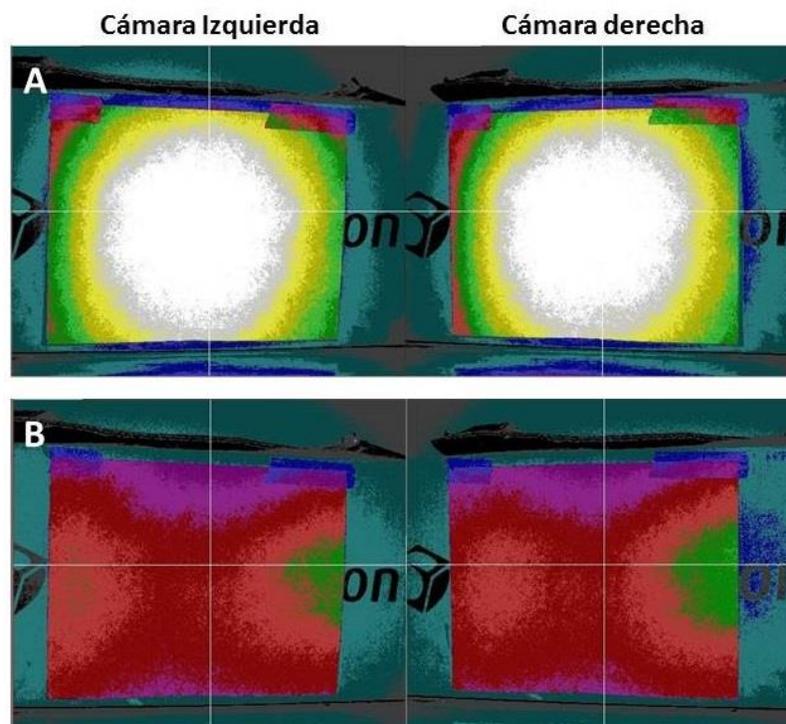


Figura 35. Patrones de verificación de iluminación. A) Condiciones de iluminación correcta presentando patrones similares para ambas cámaras. B) Condiciones de iluminación incorrecta presentando patrones diferentes en ambas cámaras.

Para verificar la uniformidad y la calidad de la iluminación se debe revisar durante el proceso de montaje y calibración los patrones de verificación de la iluminación del sistema. En la **Figura 35 A** se observa que el patrón de la cámara derecha es igual al patrón de la cámara de referencia (cámara izquierda); esto quiere decir que se tiene condiciones de iluminación uniformes para ambas cámaras. En la **Figura 35 B** se observa que existen diferencias entre los patrones de verificación y las condiciones de iluminación no son las adecuadas para la medición, debido a que ambas cámaras no capturan la misma información y eso complica el post-procesamiento de las imágenes para obtener los resultados de deformación de la muestra.

Además de verificar la iluminación con los patrones, se debe tomar en cuenta la configuración de las lámparas del sistema, es decir, para obtener ambos parámetros de verificación similares se debe ajustar las lámparas de tal manera que iluminen perfectamente el área de interés; para este estudio se obtuvo la configuración ideal de las lámparas.



Figura 36. Configuración de las lámparas establecida para todas las mediciones realizadas en este trabajo.

Después de realizar varias iteraciones respecto a la configuración de las lámparas, se determinó que la forma correcta como que se deben acomodar las luces fue colocándolas por encima de las cámaras de forma paralela y mantenerlas en el mismo ángulo de colocación de las cámaras **Figura 36**; de esta forma se asegura que las luces iluminan perfectamente la muestra y que se obtengan patrones de verificación de iluminación similares o iguales para evitar que no existan variaciones de luz en ambas cámaras.

3.1.2 Caracterización del error permisible en el sistema de medición ARAMIS 5M

Teniendo los parámetros adecuados para el montaje y la configuración correcta de iluminación del sistema se hizo una prueba con el objetivo de cuantificar el error permisible dado por el sistema de medición; se obtuvo la relación que hay entre pixeles y milímetros de acuerdo a la resolución del equipo y el acomodo de las pruebas. De esta manera se obtuvo el tamaño de pixel para el volumen de medición elegido contando el número de pixeles que hay entre cada punta del vernier para todas las aperturas medidas.

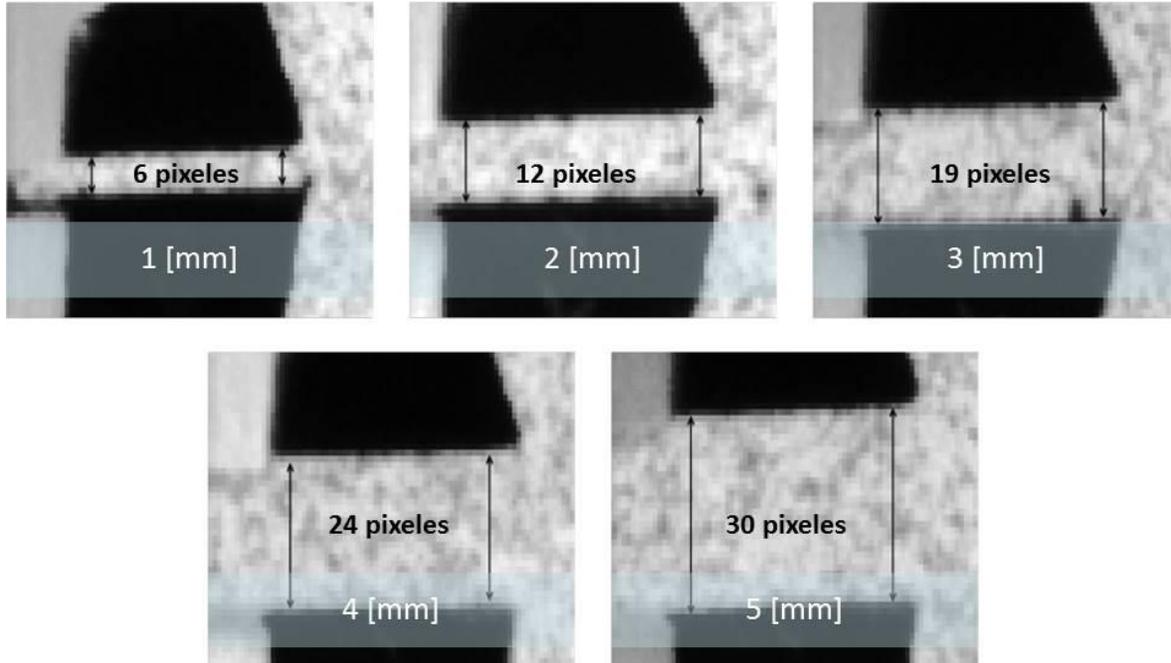


Figura 37. Pixeles contados en imágenes con fondo preparado superficialmente para cada apertura de vernier desde 1 [mm] hasta 5 [mm].

Como se observa en la **Figura 37**, se muestra el conteo de pixeles para cada apertura del vernier evaluada; mediante el número de pixeles contados en cada imagen para todas las aperturas se obtuvo la **Tabla 9**, en la cual se muestra el conteo de pixeles por cada apertura de vernier y el resultado final de 6.03 [pixeles/mm] que representa el número de pixeles en cada milímetro, siendo así el tamaño de pixel de 0.167 [mm].

Tabla 9. Número de pixeles por milímetro contado por cada apertura del vernier.

Apertura [mm]	#Pixeles fondo blanco	#Pixeles fondo preparado	Pixeles/mm Fondo Blanco	Pixeles/mm Fondo Preparado
1	6	6	6	6
2	12	12	6	6
3	18	19	6	6.333333333
4	24	24	6	6
5	30	30	6	6
		Pixeles/mm	6.033333333	

Conociendo el tamaño de pixel en [mm] para la configuración establecida, se puede obtener el error en relación al tamaño de pixel; es decir, el error máximo permisible por el equipo es de 0.1 pixeles que traducido en [mm] es 0.0167 [mm], así con base en el valor obtenido del error en [mm] se reportaron todos los resultados de error obtenidos en este trabajo.

3.2 Verificación de la preparación superficial.

Antes de realizar alguna medición, se debe verificar la preparación superficial de la muestra; se deben tomar en cuenta las condiciones ideales de iluminación y el error máximo permisible. Bajo estas consideraciones se evaluó la calidad de la preparación superficial de cuatro sistemas protésicos mediante una prueba de banco sin carga a la prótesis en cuestión. También se obtuvo el tamaño de la máscara y el error presentado en cada medición.

El primer sistema protésico evaluado fue el denominado SS; se puede observar en la **Figura 38 B**) que no presenta pérdida de información en la máscara establecida; además que no existen variaciones de deformación causados por la preparación; es decir, el análisis presenta un campo uniforme de deformación con valores entre 0 y 0.2 % (**Figura 38 C**). También se evaluó el error y este fue de 0.0032 [mm] y el tamaño de la máscara que fue de 1248 puntos.



Figura 38. Verificación de la preparación superficial de SS. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.

El siguiente sistema protésico que se evaluó fue el denominado F1; se puede observar en la **Figura 39** que el reconocimiento de la máscara fue completo con 2180 puntos presentando un error de 0.0029 [mm] (**Figura 39 B**); además en el análisis de deformación se observaron zonas puntuales que presentaron variaciones de deformación causadas principalmente por sombras generadas por la geometría de la superficie de la prótesis y no por la preparación superficial (**Figura 39 C**).



Figura 39. Verificación de la preparación superficial de F1. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.

Posteriormente se evaluó la preparación de M; esta prótesis permitió el reconocimiento total de la máscara establecida con 2164 puntos con error de 0.0031

[mm], también en el análisis de deformación no se presentaron variaciones importantes oscilando los resultados entre 0 y 0.2% de deformación, lo cual indica que la preparación fue correcta como se observa en las **Figuras 40 A, B y C**.



Figura 40. Verificación de la preparación superficial de M1. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.

Por último se evaluó el sistema protésico M2, el cual presentó un reconocimiento de la máscara de 1746 puntos con error de 0.0034 [mm]. En este sistema se presentaron variaciones de deformación causadas por la cinta de sujeción; a pesar de esto, la preparación que se aplicó fue correcta debido a que las variaciones presentadas se encontraron entre 0 y 0.3 % de deformación. Ver **Figuras 41 A, B y C**.



Figura 41. Verificación de la preparación superficial de M2. A) Preparación superficial. B) Análisis del tamaño de la máscara. C) Análisis de deformación.

Al verificar la preparación superficial de los sistemas protésicos se asegura que las mediciones realizadas no se vean afectadas por este factor; además con la preparación correcta, el reconocimiento de los pixeles será más claro para el equipo y los resultados arrojados serán confiables. Es importante mencionar que aunque la preparación sea la adecuada, sí no se tienen los parámetros correctos para el montaje y la iluminación del sistema no se obtendrán resultados fiables o simplemente el sistema no podrá realizar el análisis correspondiente a la prueba.

3.3 Primera prueba dinámica preliminar con paciente.

Teniendo la certeza de contar con las condiciones necesarias para realizar una medición en sistemas protésicos para amputación parcial de pie mediante CID, se montó una prueba preliminar con el objetivo de verificar los resultados de calibración, de iluminación y preparación.

Se puede observar en la **Figura 42** que se presentó pérdida de información de la máscara de análisis, se tuvo que, durante el desarrollo de la prueba el reconocimiento de los puntos de la máscara de análisis disminuyó ocasionando pérdida de datos en diferentes zonas de interés en la pared del sistema protésico; además el error al inicio de la prueba se encontró por encima del permisible reportando valores de 0.0476 [mm], esto representa que a pesar de tener los parámetros adecuados para el montaje y calibración según el manual del equipo, las condiciones de preparación de la superficie y las condiciones de iluminación necesarias, se pueden presentar otras fuentes de error ajenas al montaje, la calibración y la preparación de la superficie, que tienen que ver con la geometría del sistema protésico y la forma en que camina el sujeto de estudio, debido a que la geometría de superficie de análisis es irregular y el paciente al caminar puede salirse de cuadro o modificar su velocidad ocasionando fuentes de error.

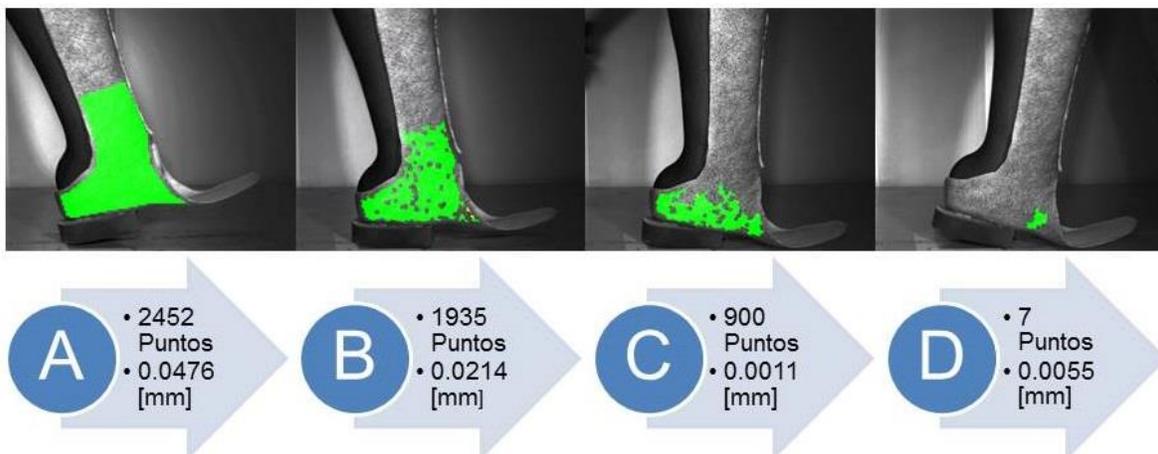


Figura 42. Tamaño de la máscara en puntos analizados y error medido en [mm] durante la primera prueba preliminar. A) Reconocimiento completo de la máscara al choque inicial de talón. B) Reconocimiento incompleto de la máscara en apoyo inicial. C) Reconocimiento incompletos de la marcha en apoyo medio. D) Reconocimiento nulos de la máscara en despegue de talón.

Al conocer los resultados de esta prueba preliminar se decidió realizar un protocolo de medición de deformación a sistemas protésicos para amputación parcial de pie mediante CID. El objetivo es controlar algunas de las fuentes de error más importantes que están relacionadas con la morfología de la prótesis y el ángulo de rotación con el que camina el sujeto de estudio. Lo anterior garantizará una buena medición a cualquier diseño de sistema protésico para amputación parcial de pie que se desee evaluar con el sistema de medición óptica ARAMIS 5M.

3.3 Protocolo de medición de deformación mediante CID aplicado a prótesis para amputación parcial de pie.

Se realizaron 4 pruebas diferentes para obtener los parámetros adecuados aplicados en la medición de deformación mediante correlación de imágenes digitales en sistemas protésicos utilizados en la rehabilitación de pie amputado.

3.3.1 Prueba 1. Volumen real de medición

En la prueba 1 se obtuvo el volumen de medición real del sistema ARAMIS 5M con la configuración previamente establecida para una superficie de calibración de 35 x 29 [cm]. El volumen real de medición fue de ± 5 [cm] de la distancia señalada por el manual de usuario del equipo de 76.5 [cm]; es decir, se tiene un volumen de medición de 35 x 29 x 10 [cm] (ancho, altura y profundidad, respectivamente). Adicionalmente se obtuvo el error y el porcentaje de reconocimiento de la máscara de análisis que presentaron las pruebas en la vista medial y lateral a las diferentes distancias establecidas; como se muestra en la **Figura 43**; se puede observar que las mediciones que se encuentran dentro del volumen real de medición obtenido presentan un reconocimiento de la máscara de 99% aproximadamente. Además el error medido se encuentra por debajo del permisible de 0.0167 [mm]. Las pruebas realizadas por adelante y por atrás (zonas rojas) de volumen real de medición (zona en color verde) presentaron reconocimiento nulo de la máscara de análisis y por tanto el error está muy por encima de la permisible.

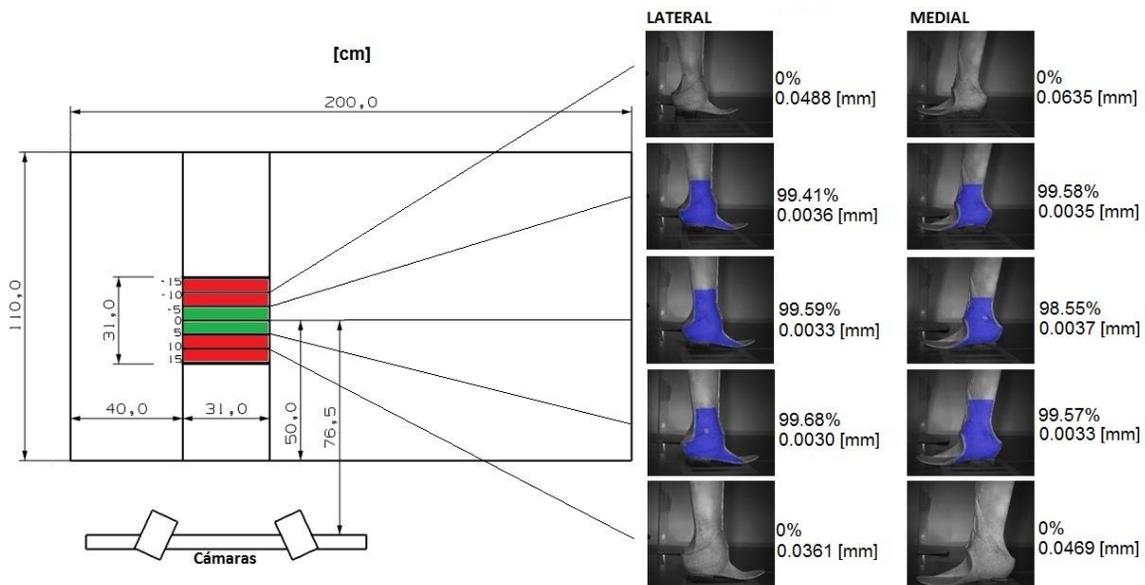


Figura 43. Volumen real de medición establecido mediante resultados de error y porcentaje de reconocimiento de la máscara.

Como parte de la primera prueba se obtuvo el error en relación a la orientación en grados del sistema protésico y la distancia de colocación entre el equipo de medición como se muestra en la **Figura 44**.

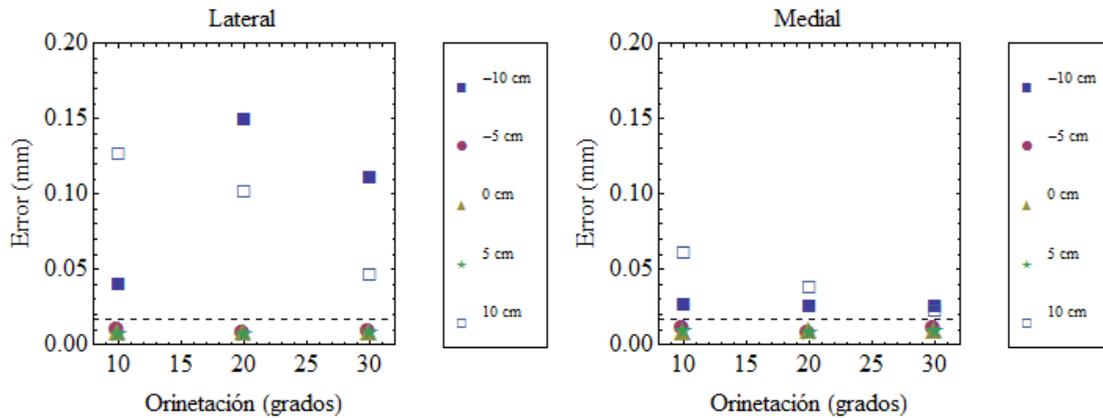


Figura 44. Grafica de error respecto a la orientación del sistema protésico en la vista lateral y medial, variando distancia entre la muestra y el equipo cada 5 [cm].

Se observa que para las distancias de medición de -5, 0 y 5 [cm] el error se encuentra por debajo del permisible representado por la línea punteada; además se tuvo que para un ángulo de rotación de 20° en las mismas distancias, el promedio del porcentaje de reconocimiento de la máscara fue mayor con respecto a los demás ángulos como se observa en la **Tabla 10**.

Tabla 10. Resultados de error y porcentaje de reconocimiento de la máscara para los ángulos medidos.

	Lateral		Medial	
Ángulo	% de la mascara	Error [mm]	% de la mascara	Error [mm]
10	99.4635	0.0081	99.3807	0.0082
20	99.7930	0.0085	99.7469	0.0091
30	99.5047	0.0081	99.0371	0.0092

Tomando como referencia el volumen real de medición obtenido y el ángulo de rotación del sistema protésico de 20°, se llevó a cabo una segunda prueba preliminar con el objetivo de corroborar los resultados obtenidos en la prueba 1. Esta prueba se llevó a cabo analizando dos sistemas protésicos SS y M1 en una prueba dinámica durante el ciclo de marcha.

3.3.2 Prueba 2. Verificación del volumen real de medición en una prueba dinámica.

En la prueba 2 se obtuvieron los datos de error en [mm] y el tamaño de la máscara en puntos analizados de las pruebas dinámicas realizadas; para los estudios con sujeto sano se tuvo que la máscara es más uniforme y presenta mejor visibilidad respecto a los estudios realizados con paciente que presentan pérdida de información en algunas zonas, esto se debe principalmente a que el sistema protésico SS presentó características morfológicas muy similares al sistema protésico F1 que se utilizó para el análisis del volumen de medición real en la prueba 1, a diferencia de la prótesis M1 que es un diseño diferente, además de que la forma de caminar es diferente para el caso del sujeto sano y el paciente, lo que compromete a que el ángulo de progresión y el ángulo de la pared de

análisis del sistema protésico se modifiquen con respecto al sensor del equipo y con ello se modifiquen los parámetros para la medición, lo que conlleva a tener fuentes de error que se traducen en la pérdida de datos en la superficie de interés.

	Sujeto Sano	Paciente
Medial		
	Tamaño máscara	Tamaño máscara
	1049 puntos	1731 puntos
	Error [mm]	Error [mm]
	0.0051	0.0073
Lateral		
	Tamaño máscara	Tamaño máscara
	958 Puntos	688 puntos
	Error [mm]	Error [mm]
	0.0077	0.0093

Figura 45. Tamaño de máscara y error medido en análisis dinámicos con sujeto de estudio sano y paciente en la vista lateral y medial.

Se observa en la **Figura 45** que el error medido en los estudios realizados con sujeto sano es menor que el de los hechos con paciente; además se observa que aunque el error de todos los estudios de esta prueba se encuentra por debajo del permisible de 0.0167 [mm]. La pérdida de puntos en la máscara de los análisis realizados con paciente es notable; para el caso de la vista lateral se reconocieron 688 puntos y se puede observar que hubo pérdida de información dentro de la zona de interés. En el caso de la vista medial se reconocieron 1731 puntos lo cual representa un número significativo de puntos pero se observa que la máscara no es uniforme y se pierden datos en diferentes zonas en comparación con el análisis hecho al sujeto sano, esto se debe a que la superficie de interés es más grande tiene características geométricas diferentes en comparación con la superficie analizada en la prótesis SS.

Con los resultados obtenidos se tomó la decisión de realizar la medición del ángulo de la pared de los diferentes sistemas protésicos; se observó en la prueba anterior que la morfología de los sistemas protésicos analizados es diferente y se debe realizar la medición de acuerdo al ángulo de cada sistema protésico.

3.3.3 Prueba 3. Técnica de medición del ángulo de las paredes laterales.

Para esta prueba se desarrolló una técnica general de medición del ángulo de las paredes laterales de sistemas protésicos para amputación parcial de pie que consiste en tres pasos básicos ilustrados en la **Figura 46**:

1. Se calcó la huella del sistema protésico en papel bond trazando la silueta con lápiz; posteriormente, se remarcó la silueta con plumón negro.
2. Se marcó el eje imaginario que va desde donde se encontraría el segundo dedo del pie hacia la mitad del talón y se realizó el trazo de las líneas paralelas a las paredes del sistema protésico mediante dos puntos.
3. Con la ayuda de un goniómetro se midió el ángulo entre la línea paralela a la pared lateral o medial y el eje central previamente marcado, obteniendo así el ángulo de rotación al que se debe colocar el sistema protésico durante la medición.

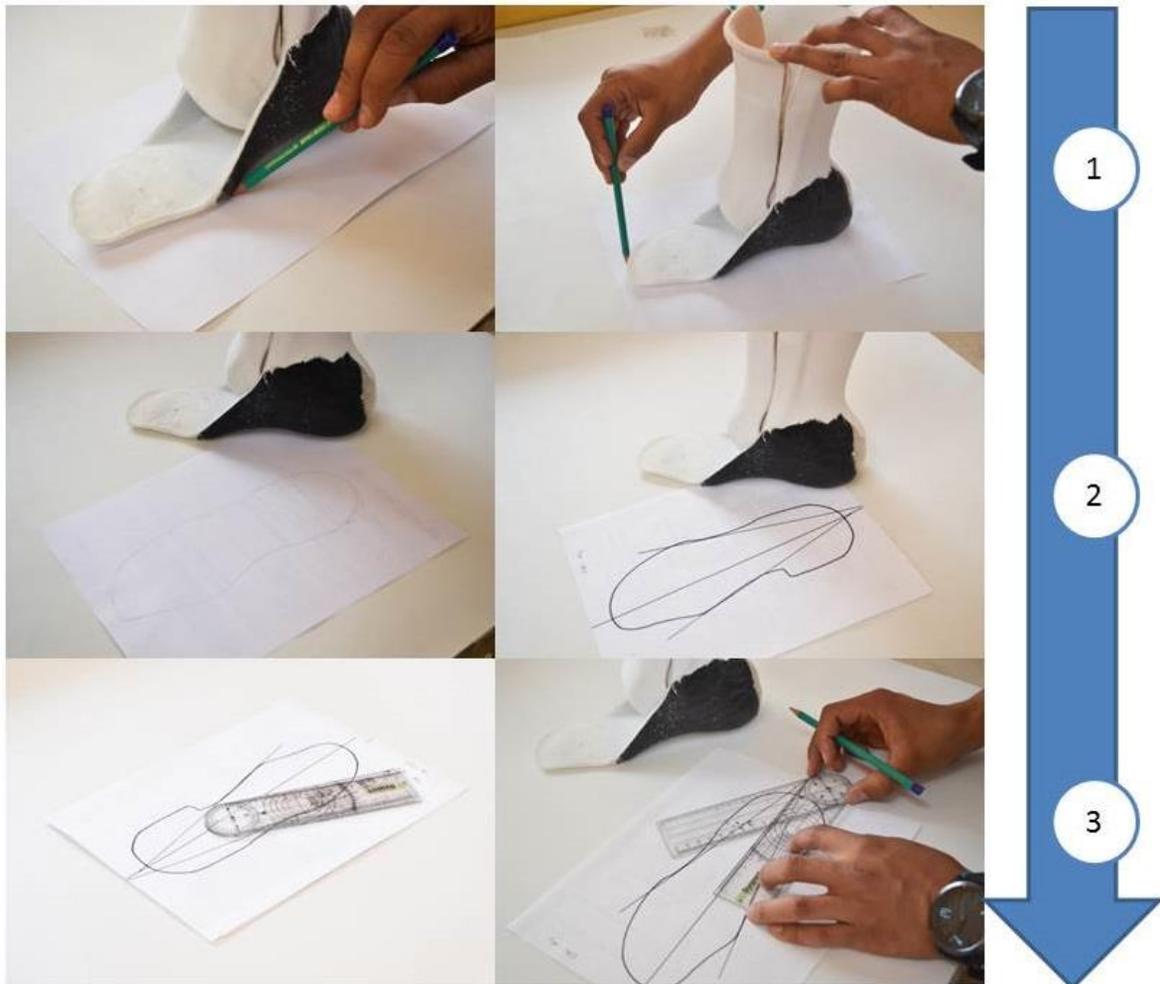


Figura 46. Técnica de medición del ángulo de las paredes laterales de un sistema protésico para amputación parcial de pie. 1. Calca de la huella de la prótesis. 2. Remarcado de la huella y marcado del eje y los ángulos a medir. 3. Medición del ángulo con el goniómetro.

Con los ángulos de las paredes laterales y mediales conocidos, se llevó a cabo una prueba estática con el equipo de medición óptica para obtener el error y el tamaño de máscara que presentaba cada sistema protésico.

Se puede observar en la **Figura 47** de acuerdo con los ángulos medidos de cada pared medial y lateral para los sistemas protésicos M1, M2 y SS. Los valores del error se encuentran por debajo del permisible y el tamaño de la máscara es aceptable en relación a los puntos analizados para cada sistema protésico.

En el caso de los sistemas protésicos M1 y M2 se tiene mejor reconocimiento de la máscara en la vista medial con 2162 y 1746 puntos respectivamente, a diferencia del sistema protésico SS que presentó mejor reconocimiento de la máscara en la vista lateral con 1716 puntos. Esto se debe principalmente a las características geométricas de los sistemas protésicos; cada sistema protésico analizado es geoméricamente diferente aunque M1 y M2 presenten características similares.

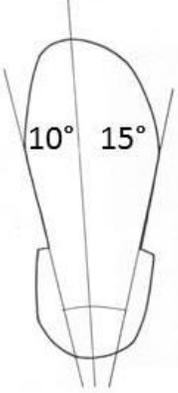
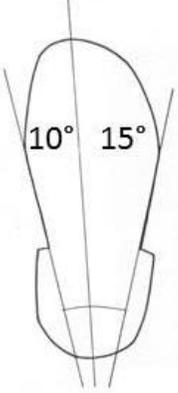
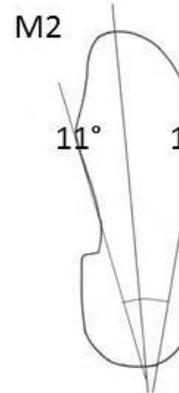
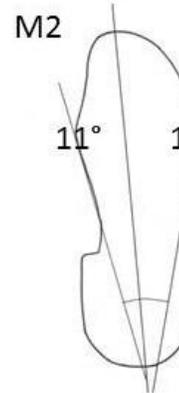
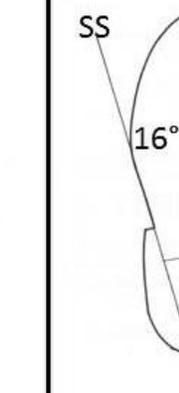
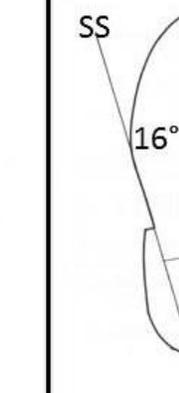
Ángulos medidos [°]	M1		M2		SS	
						
Error [mm]	0.0044	0.0031	0.0046	0.0034	0.0028	0.0032
Puntos máscara	1655	2164	1341	1746	1716	1248
	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial

Figura 47. Ángulos de la pared lateral y medial, error y tamaño de máscara medidos en los sistemas protésicos M1, M2 Y SS.

Después de corroborar los ángulos medidos mediante una prueba estática se decidió llevar a cabo una prueba dinámica para comprobar los resultados obtenidos en las pruebas anteriores.

3.3.4 Prueba 4. . Evaluación dinámica del sistema protésico con los parámetros establecidos.

Se llevó a cabo una prueba dinámica con el objetivo de validar los parámetros obtenidos en las pruebas previas; se tomó en cuenta el volumen real de medición del sistema ARAMIS, se midió el ángulo de los sistemas protésicos analizados en esta prueba y se determinó el error durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

Se generó una metodología de medición que permite medir diferentes tipos de sistemas protésicos utilizados en la rehabilitación de pie amputado bajo la condición de analizar únicamente la fase de apoyo; asimismo, se establecieron los requisitos para llevar a cabo el análisis de deformación del sistema protésico durante la marcha:

1. Primero se fijó el lugar donde se realizaron las mediciones con las condiciones necesarias de iluminación y espacio para la evaluación.
2. Posteriormente se establecieron las condiciones geométricas para el banco de pruebas donde caminará el paciente con prótesis; de tal manera que las cámaras y prótesis se localicen a la misma altura; de esta manera se evitará cualquier distorsión en las imágenes por mínima que esta sea...
3. Se realizó el montaje y la calibración de acuerdo a los parámetros establecidos en la sección 2.3.2, ya que son los parámetros adecuados específicamente para realizar mediciones en sistemas protésicos para amputación parcial de pie.
4. Antes de llevar a cabo la evaluación mediante CID, se preparó superficialmente el sistema protésico siguiendo los aspectos mencionados en la sección 2.4.3, así también se verificó mediante una prueba estática sin carga que la preparación fuera la correcta.
5. Se realizó la medición del ángulo de la pared del sistema protésico mediante la técnica de medición generada en la prueba 3.
6. De acuerdo al volumen de medición del sistema, se establecieron guías con los ángulos medidos; se trazaron líneas guía marcando el suelo donde el sujeto de estudio debía pisar y así el equipo de medición captura las imágenes del sistema protésico durante la fase de apoyo **Figura 48**.

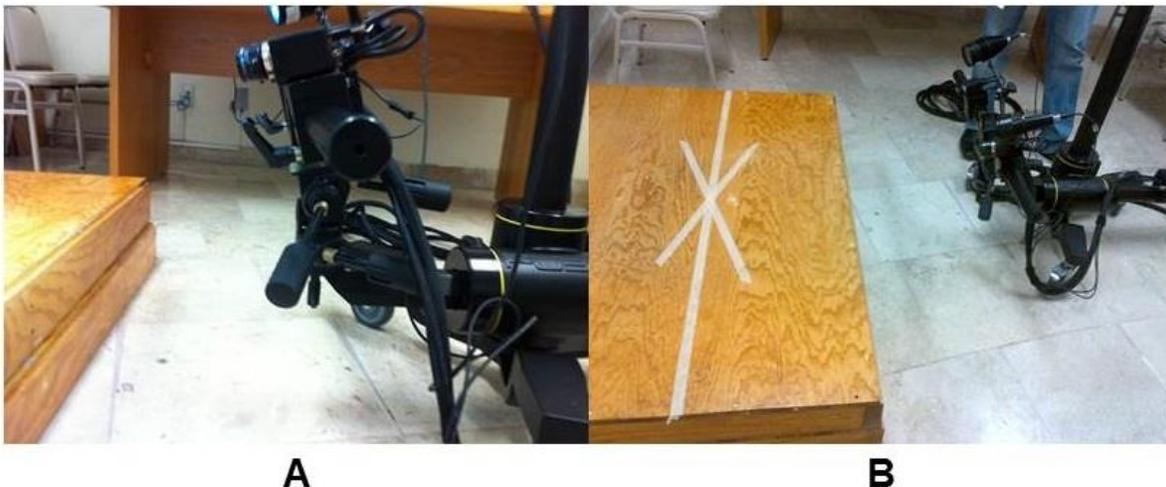


Figura 48. Montaje para la prueba dinámica durante la fase de apoyo. A) Colocación de las cámaras del sistema de medición respecto a las tarimas. B) Guías establecidas para que el paciente caminará sobre ellas.

7. Una vez colocadas las marcas para que el sujeto de estudio caminara sobre ellas, se le pidió al paciente que se colocara el sistema protésico previamente preparado superficialmente y se le indicó que realizara una caminata de 2 a 3 minutos con el objetivo de que se acoplara al sistema protésico y poder verificar que no presentara alguna molestia o dificultad para caminar con la prótesis; en

caso de alguna complicación o molestia al paciente, se deben realizar las modificaciones correspondientes a la prótesis con ayuda del protesista. Ya que el sujeto de estudio no presentó molestias se le pidió que caminara sobre las marcas establecidas para llevar a cabo la medición dinámica como se muestra en la **Figura 49**.

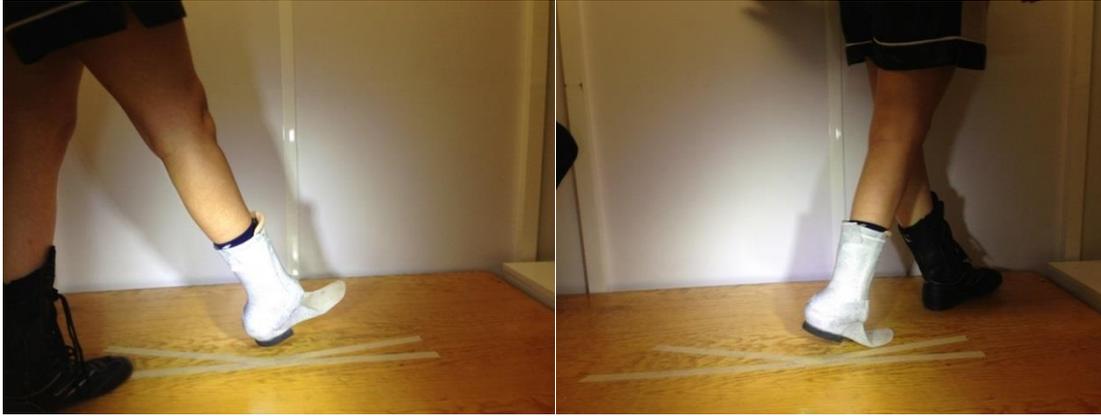


Figura 49. Paciente caminando sobre las guías establecidas en la superficie de contacto durante la toma de datos.

8. Por último se realizó la medición dinámica durante un paso analizando la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

El establecer una metodología general de medición de sistemas protésicos bajo la técnica de Correlación de Imágenes Digitales permitió tener mayor control sobre las condiciones necesarias para llevar a cabo una prueba. Esta metodología también ayudó a controlar las principales fuentes de error que se presentan por la morfología de la prótesis o la forma de caminar del sujeto de estudio y presentar resultados del comportamiento mecánico de un sistema protésico bajo condiciones de carga real. Con ello se analizó el error y el reconocimiento de la máscara que se presentaron durante la medición dinámica.

En la **Figura 50** se observa en A) el ciclo de la marcha en la fase de apoyo, en B) se encuentra la gráfica del error en [mm] medido durante la fase de apoyo para los sistemas protésicos M1 y M2. En la **Figura 50 C)** se encuentra el análisis de deformación de M1 durante la marcha; en los resultados obtenidos en esta figura se puede observar que mientras el pie se encuentra en contacto total con el piso los datos de error permanecen dentro del rango permisible de 0.0167 [mm]. Mediante esos datos se estableció la capacidad de medición del equipo durante el ciclo de la marcha; se obtuvo que entre las sub-fases del ciclo de la marcha apoyo inicial AI y despegue de talón DT la medición de deformación no presentaba pérdida de información en la máscara analizada, a diferencia de las sub-fases de contacto inicial y despegue del antepié que presentan mediciones de error superiores al rango permisible y pérdida notable de información de la máscara.

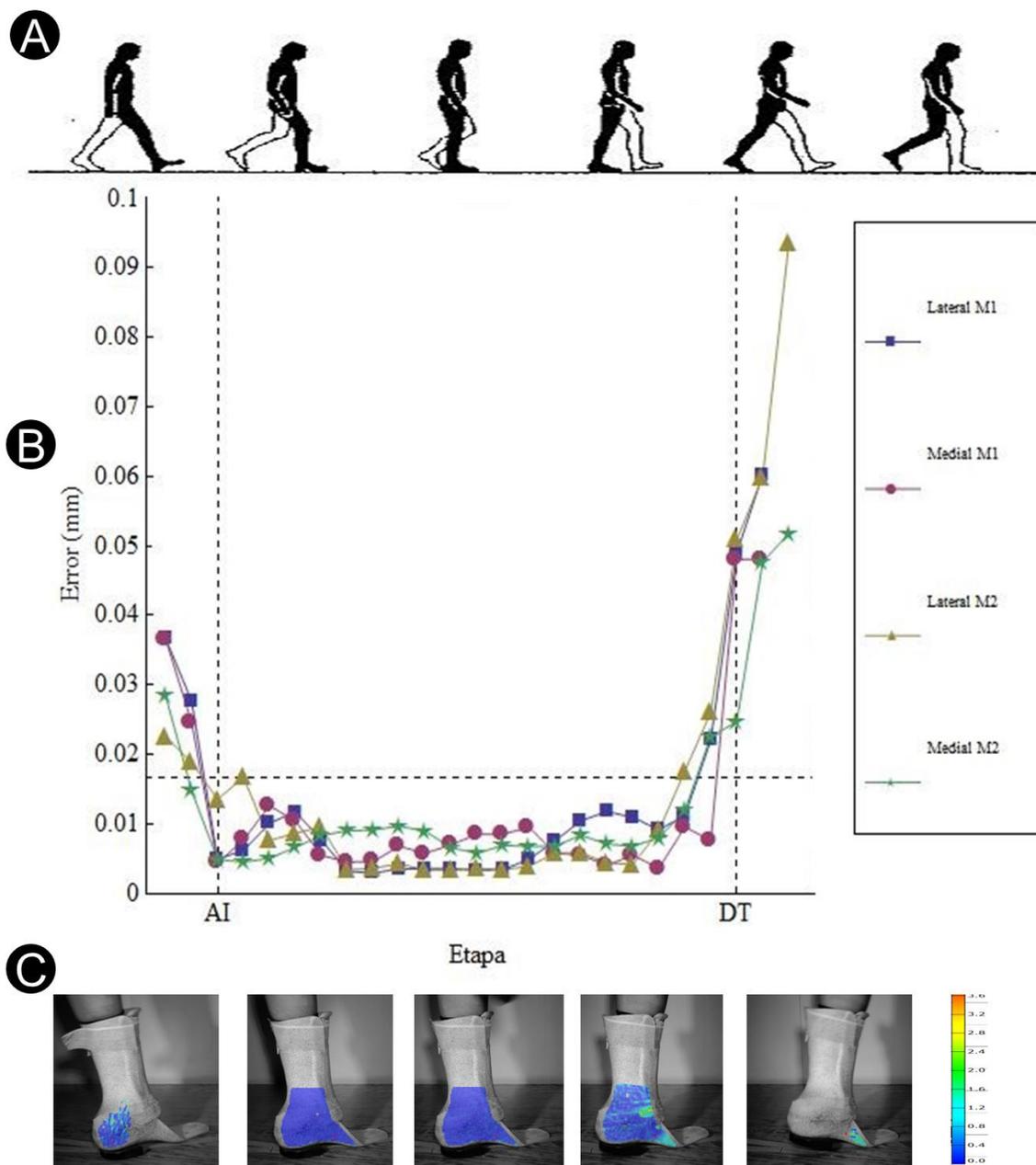


Figura 50. Resultados de error y deformación durante el ciclo de la marcha. A) Ciclo de la marcha. B) Grafica de error evaluado durante la prueba. C) Análisis de deformación en un sistema protésico en distintas sub-fases de la marcha.

Además de realizar el análisis en la prueba dinámica durante la sub-fases de la marcha, se obtuvo un análisis del sistema protésico M1 a lo largo de la Prueba 2, Prueba 3 y la Prueba 4, se obtuvo el reconocimiento de la máscara y el error respecto al ángulo de rotación medido. Se compararon los resultados de cada prueba como se muestra en la **Figura 51**, en la cual se muestran los resultados del análisis de M1 para la vista medial y la vista lateral.

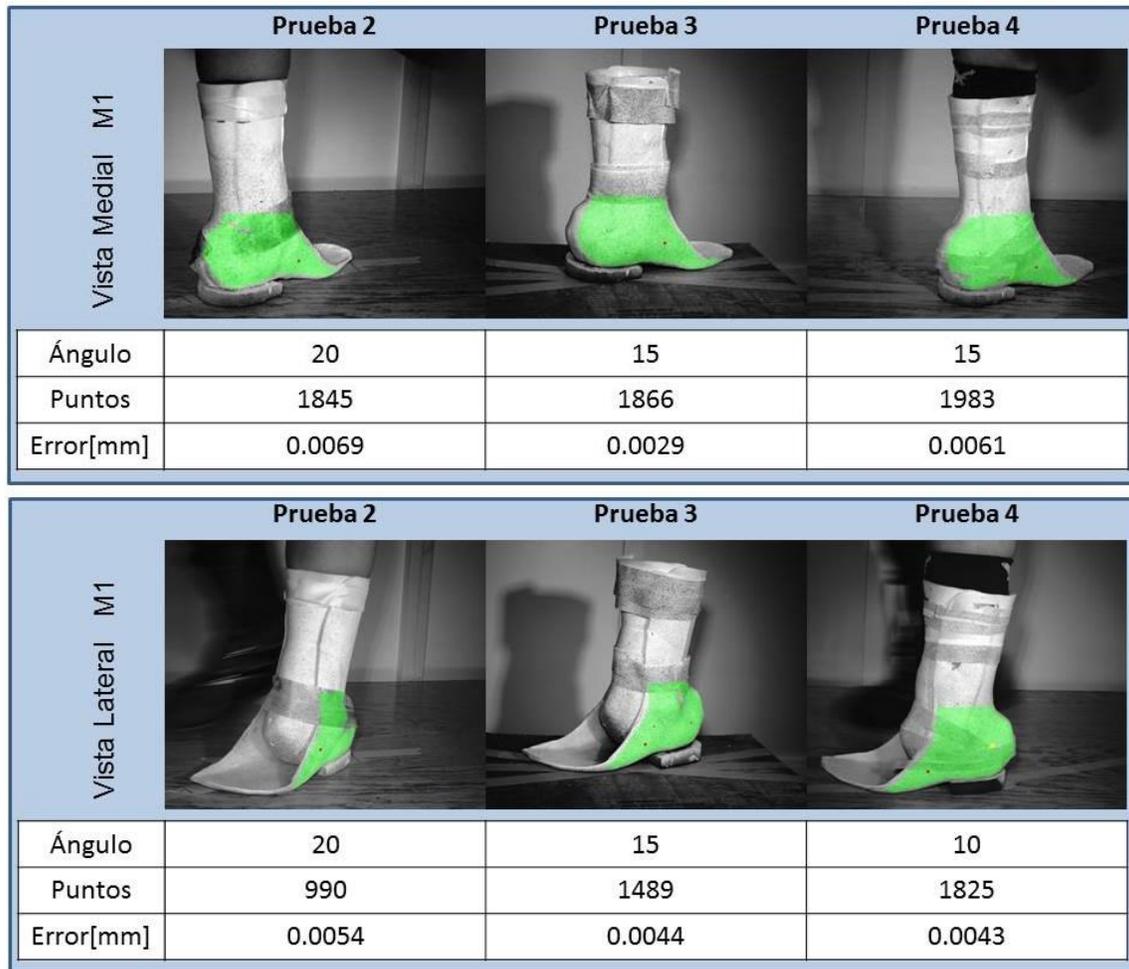


Figura 51. Análisis del error y el reconocimiento de la máscara de interés de M1 durante la realización de las Pruebas 2, 3 y 4.

Se puede observar que a lo largo de la realización de las pruebas se mejoró el reconocimiento de la máscara de interés para ambas vistas; esto indica que llevando a cabo la medición del ángulo de la pared del sistema protésico proporciona mejoría en la visibilidad del sistema y permite obtener mayor cantidad de puntos analizados. En consecuencia se puede observar que el error disminuyó a medida que se realizaron las mediciones; el error se mantuvo por debajo del límite del error máximo permisible de 0.0167 [mm]. Se puede decir que la metodología de medición desarrollada contribuye a mejorar el reconocimiento de la superficie de interés para poder maximizar el tamaño de la máscara de análisis y permite llevar a cabo mediciones que se encuentran por debajo del error permisible.

Así con los resultados de esta prueba se obtuvieron todos los parámetros correctos para medir deformación en sistemas protésicos para amputación parcial mediante CID. Esto permitió establecer un protocolo de medición en el cual los resultados se encuentran dentro del rango de error permisible y con reconocimiento de la máscara de aproximadamente 99 %, así se montó una prueba final para medir dos sistemas protésicos y observar las principales zonas críticas de esfuerzo y deformación.

3.4 Análisis de deformación y localización de puntos críticos

Siguiendo la metodología desarrollada en la sección anterior, se montó una prueba para analizar la deformación de un sistema protésico M2 sin reforzar y posteriormente analizar su comportamiento con refuerzo de fibras de carbono, se determinaron los principales puntos críticos de posible falla y además se analizó el campo de desplazamientos que sufre el sistema protésico al ser cargado por el paciente durante la marcha.

El primer análisis que se llevó a cabo fue determinar la deformación que sufre el sistema protésico durante las sub-fases de apoyo AI, AM y DT. Se puede observar en la **Figura 52** que conforme avanzó la prueba, la deformación fue aumentando hasta obtener valores de 2% en algunas zonas del sistema protésico. Además se puede notar que a partir de la transición de la carga de la sub-fase de apoyo medio hacia la sub-fase del despegue del talón el sistema protésico sufre mayor deformación debido a que todo el peso del paciente se concentra en el pie de apoyo, así con ayuda del mapa de deformación obtenido mediante la técnica de CID se determinaron visualmente los puntos críticos donde la prótesis presenta mayor deformación, se detectaron dos zonas críticas en las cuales se marcaron el Punto 1 y el Punto 2, los cuales se analizó su comportamiento durante las sub-fases de apoyo obteniendo su valor máximo en la sub-fase DT con valores de 1.323% y 1.956% respectivamente.

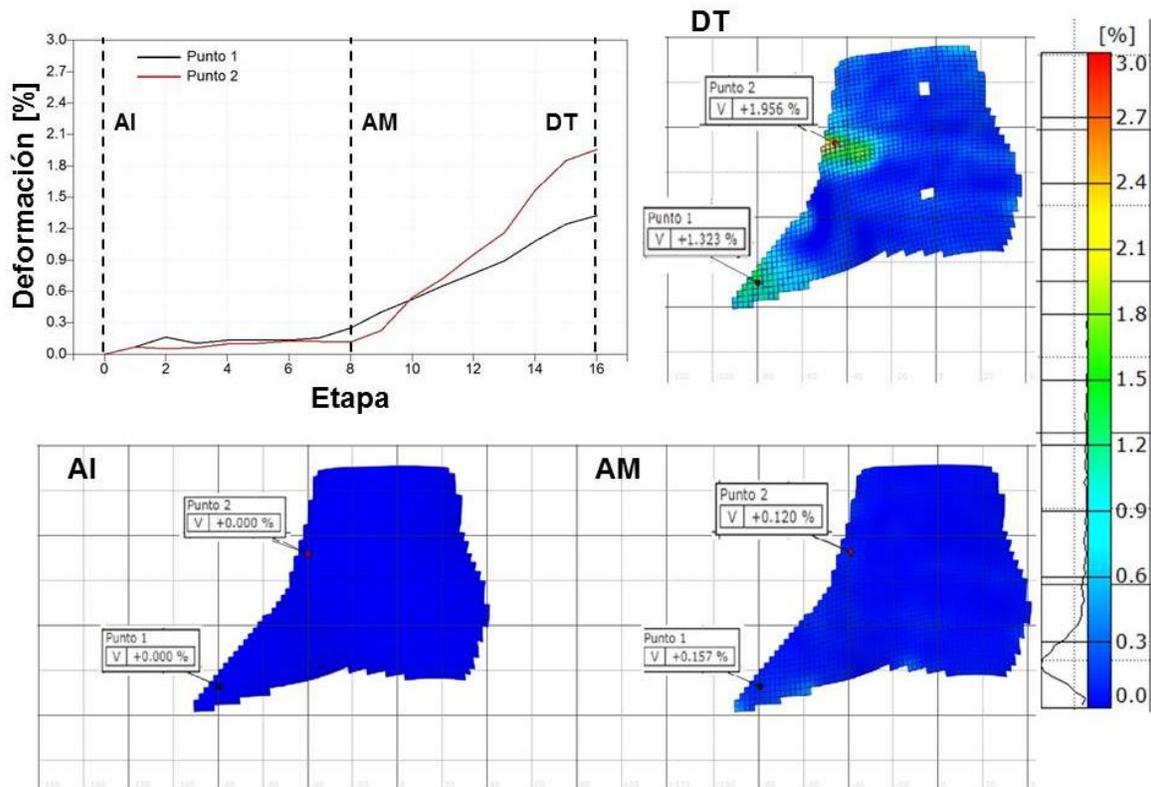


Figura 52. Análisis de deformación y puntos críticos en la sub-fases de apoyo AI, AM Y DT para el sistema protésico M2 sin refuerzo.

Después se llevó a cabo el análisis de deformación del sistema protésico reforzado con fibras de carbono el cual se muestra en la **Figura 53**, se puede observar que el porcentaje de deformación que sufre el sistema protésico reforzado disminuyó un 90 % aproximadamente en comparación con los resultados de la prótesis sin refuerzo, debido a que no presenta zonas donde los valores de deformación sobrepasen el 0.2%, además de que la variación de la deformación entre la sub-fase AM y DT no presenta un aumento notable. También los valores máximos que alcanzaron los puntos críticos fueron de 0.186 % para el Punto 1 y 0.803 % para el Punto 2, lo que indica que al reforzar el sistema protésico se pierden puntos críticos de deformación.

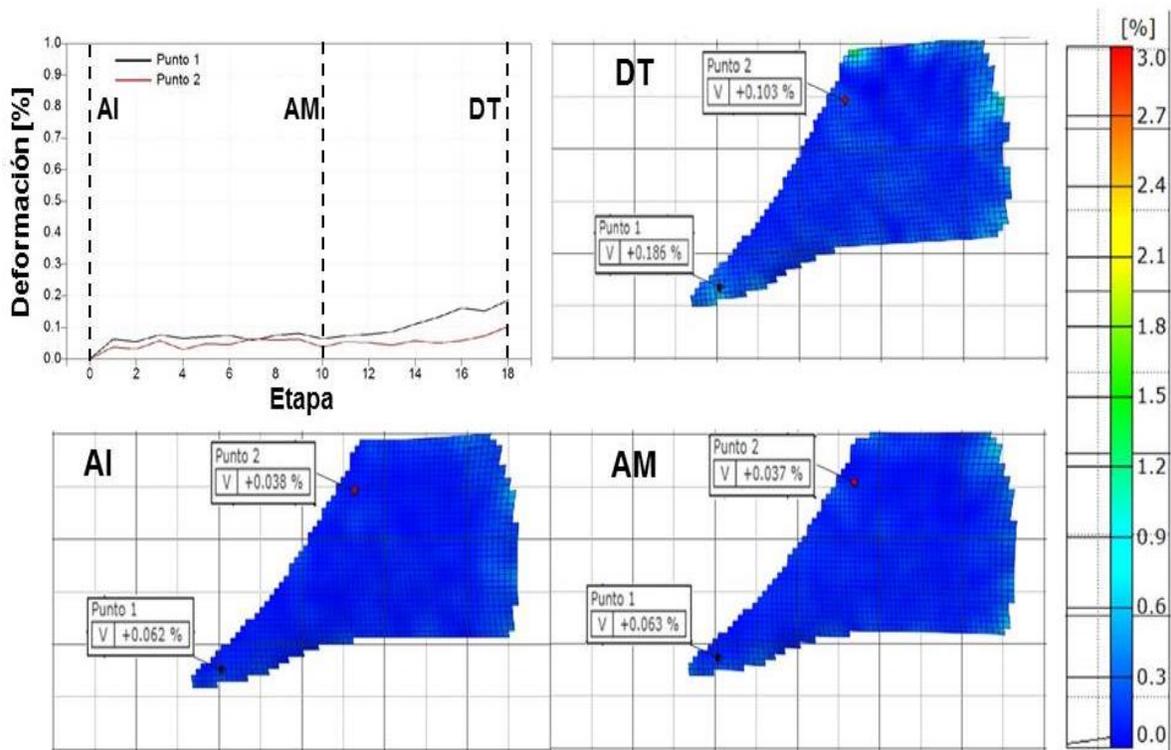


Figura 53. Análisis de deformación y puntos críticos en la sub-fases de apoyo AI, AM Y DT para el sistema protésico M2 con refuerzo.

Capítulo 4. Conclusiones y trabajo a futuro.

El objetivo principal de este trabajo consistió en implementar la técnica de Correlación de Imágenes Digitales, para medir deformación en diferentes diseños de sistemas protésicos aplicados en la rehabilitación de pie amputado durante el ciclo de la marcha; estableciendo las condiciones ideales para obtener el mínimo error permisible por el sistema de medición.

Se identificaron las principales variables causantes de error o de una mala medición. Estas se separaron en dos categorías; primero se controlaron las variables que tienen que ver con el equipo de medición y en segundo lugar se analizaron las variables que se relacionan a la morfología del sistema protésico y a la forma de caminar del sujeto de estudio.

Primeramente se dominó la técnica de medición por correlación de imágenes digitales y de acuerdo al tipo de muestra que se analizó, se seleccionaron los parámetros de montaje y calibración que se aplicaron en todas las mediciones realizadas en este estudio para descartar fuentes de error relacionadas con el montaje del sistema de medición. De este modo también se establecieron las condiciones de preparación de la superficie de interés y de iluminación necesarias para llevar a cabo los diferentes estudios.

Posteriormente se delimitó el volumen de medición real que presentó el equipo para las condiciones de montaje establecidas, mediante el cual se fijó el rango de distancia en el que el sujeto de estudio podía pisar asegurando que el sistema de medición no perdiera información sobre la superficie de interés. Como siguiente paso, se controlaron las variables asociadas a la morfología del sistema protésico mediante la generación de una técnica de medición del ángulo de la pared, con la cual se fijó el ángulo de rotación de la prótesis a través del cual debía caminar el sujeto de estudio para que la superficie de análisis se encontrara normal al sensor del sistema de medición durante la prueba dinámica en la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Finalmente se establecieron los alcances de medición del equipo durante las pruebas dinámicas, en donde se encontró que para las sub-fases de apoyo inicial AI y el inicio del despegue del talón DT del ciclo de la marcha, es posible realizar una evaluación sin que se supere el error permisible; este periodo representa el tiempo en el cual el pie de apoyo se encuentra totalmente en contacto con el piso y además se transfiere la carga soportando el peso del sujeto de estudio en el mismo pie; de este modo a través de los resultados obtenidos, en este trabajo se logró establecer un protocolo general de medición por correlación de imágenes digitales aplicado a evaluar deformación en sistemas protésicos para amputación parcial de pie, asegurando obtener resultados con error por debajo de 0.0167 [mm] y un reconocimiento de la superficie de interés casi completo oscilando entre 98-99 %.

La importancia de crear una metodología aplicable a distintos diseños de sistemas protésicos, reside en la necesidad de evaluar la funcionabilidad de cada prótesis fabricada para los pacientes con amputación parcial de pie dentro del INR, debido a que en la selección de un sistema protésico intervienen factores como el peso del paciente, el tipo de actividades que desarrolla, las características físicas de su miembro residual, entre

otros; así a través de la metodología establecida es posible realizar la evaluación mecánica de un sistema protésico soportando cargas reales aplicadas por el paciente, lo que permite obtener las principales zonas de deformación que presenta la prótesis bajo condiciones específicas de carga.

En este estudio se limitó a analizar diferentes diseños fabricados a un solo paciente, además las características del sistema de medición limitaron solamente a evaluar una sola vista de la prótesis en determinadas etapas del ciclo de la marcha, con ello sería interesante analizar diferentes diseños de prótesis fabricados para una población mayor, además se podría establecer un arreglo de sensores ópticos que permitieran obtener información de diferentes vistas de la prótesis al mismo tiempo durante la marcha y también como otra posibilidad, se podría realizar las mediciones con cámaras de alta velocidad con el objetivo de analizar el comportamiento mecánico de los diferentes diseños de prótesis, en etapas como el choque de talón o el despegue del antepié del ciclo de la marcha y a diferentes velocidades de caminata.

Como parte del trabajo a futuro, se buscará aplicar la técnica desarrollada en este estudio para medir la deformación de cada sistema protésico para amputación parcial de pie que se fabrique dentro del INR y con ello determinar si la prótesis es la adecuada para solucionar la falta del miembro perdido, además se podría analizar las diferentes zonas de posible falla y realizar un refuerzo con fibras de carbono por zona y no de manera total como se hace actualmente, lo que puede representar un ahorro en material de fabricación sin que se pierda la funcionalidad del sistema protésico para las necesidades de cada paciente. Por último se buscará ajustar la técnica de medición desarrollada para ser aplicada a otro tipo de sistemas protésicos, como por ejemplo las prótesis trans-tibiales y trans-femorales y obtener su comportamiento mecánico bajo condiciones de carga real.

Referencias.

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía. (2013, Junio) Censo de Población y Vivienda 2010 (Cuestionario ampliado). [Online]. <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/TabuladosBasicos/Default.aspx?c=27303&s=est>
- [2] Real Academia Española. (2014, Agosto) Diccionario de la Real Academia Española. [Online]. <http://lema.rae.es/drae/?val=pr%C3%B3tesis>
- [3] Erick J. Janisse Dennis J. Janisse, "Shoes, Orthoses, and Prostheses for Parial Foot Amputation and Diabetic Foot Infection," *Foot and Ankle Clinics*, vol. 15, no. 3, pp. 509-523, Septiembre 2010.
- [4] Mohammadreza Mallakzadeh,Ahmad Toyoorparvaz Hassan Sarailoo, "A novel prosthesis design to improve partial foot," in *Biomedical Engineering (ICBME), 2012 19th Iranian Conference of*, Tehran, Iran, 2012, pp. 294 - 298.
- [5] International Committee of the Red Cross, "Physical Rehabilitation Programme," ICRC, Geneva, Switzerland, Guia de manufactura 2007.
- [6] Arthur H. Landrock, *HANDBOOK OF PLASTIC FOAMS: Types, Properties, Manufacture and Applications.* , Segunda ed., Plastics Technical Evaluation Center (PLASTECH)., Ed. New Jersey, USA: Noycs Publications, 1995.
- [7] International Committee of the Red Cross, "Manufacturing Guidelines Ankle-Foot Orthosis," ICRC, Geneva, Switzerland, Guia de manufactura 2007.
- [8] J.P. Blanchfield, L.D. Bloom, B.H. Coburn, M. Elkington, J.D. Fuller, M.E. Gilbert, M.-S. Scholz, "The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review," *Composites Science and Technology*, vol. 71, no. 16, pp. 1791–1803, Noviembre 2011.
- [9] A. Torres, "Evaluación de Materiales Compuestos para Prótesis y Órtesis de Miembro Inferior," in *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011*, Habana, Cuba, 2013, pp. 615-618.
- [10] Chen CPC, Chen MJL, Chen WP, Leong CP, Chu NK Tang SFT, "Transmetatarsal Amputation Prosthesis with Carbon-Fiber Plate Enhanced Gait Function," *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, no. 2, pp. 124–130, Febrero 2004.
- [11] Donald R. Askeland, *Ciencia e Ingeniería de los Materiales*, Tercera ed. USA: International Thomson , 1998.

- [12] A. Rozumalski , D. Koops , V. de Groot , M. Schwartz , J. Harlaar D.J.J. Bregman, "A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: BRUCE," *Gait & Posture*, vol. 30, no. 2, pp. 144–149, Mayo 2009.
- [13] Chung-Huang Yu, Hung-Chan Kao, Wen-Chuan Chen, Chi-Wei Chou, Cheng-Kung Cheng Hung-Jen Lai, "Ankle–foot simulator development for testing ankle–foot orthoses," *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, no. 6, pp. 623-629, Julio 2010.
- [14] Amit Roy Choudhury Prasanna Kumar Lenka, "Analysis of trans tibial prosthetic socket materials using finite element method," *Journal Biomedical Science and Engineering*, vol. 4, no. 12, pp. 762-768, Diciembre 2011.
- [15] Leonardo Broche Vázquez, Carlos Díaz Novo, Leonardo Garlobo Castillo, Roberto Sagaró Zamora Andy L. Olivares Miyares, "Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas," *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología 2011;25(2):102-116*, vol. 25, no. 2, pp. 102-116, Abril 2011.
- [16] Ming Zhang Jason Tak-Man Cheung, "A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design.," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 86, no. 2, pp. 353-358, Febrero 2005.
- [17] Vincent De Groot, Peter Van Diggele, Hubert Meulman, Han Houdijk and Jaap Harlaar Daan J. J. Bregman, "Polypropylene Ankle Foot Orthoses to Overcome Drop-Foot Gait in Central Neurological Patients: A Mechanical and Functional Evaluation," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34, no. 3, pp. 293-304, Septiembre 2010.
- [18] International Standar ISO, "ISO 22675. Prosthetics- Testing of ankle-foot devices and foot units- Requirements and test method," ISO, Switzerland, Norma ISO 22675 ISO 22675:2006(E), 2006.
- [19] P.P. Camanho , J. Xavier , C.G. Dávila, A.T. Marques G. Catalanotti, "Measurement of resistance curves in the longitudinal failure of composites," *Composites Science and Technology*, vol. 70, no. 4, pp. 1986–1993, Agosto 2010.
- [20] H. Daiyan , M. Polanco-Loria , S. Dumoulin F. Grytten, "Use of digital image correlation to measure large-strain tensile properties," *Polymer Testing*, vol. 28, pp. 653–660, Mayo 2009.
- [21] E. Guan, Steven Katz, Miriam Rafailovitch, Aryeh Sokolov, Sara Sokolov Isabelle Afriat Staloff, "An in vivo study of the mechanical properties of facial skin and influence of aging using digital image speckle correlation," *Skin Research and Technology 2008; 14: 127–134*, vol. 14, pp. 127-134, Mayo 2008.
- [22] Andy Harland, Dan Price, Tim Lucas, Jonathan Roberts Robert Blenkinsopp, "A Method to Measure Dynamic Dorsal Foot Surface Shape and Deformation During

- Linear Running Using Digital Image Correlation," *Procedia Engineering*, vol. 34, pp. 266 – 271, Marzo 2012.
- [23] H. Schell, J. Lienau, G.N. Duda M.S. Thompson, "Digital image correlation: A technique for determining local mechanical conditions within early bone callus," *Medical Engineering & Physics* , vol. 29, pp. 820-823, Agosto 2007.
- [24] Andy Harland, Dan Price, Tim Lucas, Jonathan Roberts Robert Blenkinsopp, "A Method to Measure Dynamic Dorsal Foot Surface Shape and Deformation During Linear Running Using Digital Image Correlation," *Procedia Engineering* , vol. 34, pp. 266-271, Marzo 2012.
- [25] GOM ARAMIS, "User information- Hardware," GOM, Germany, User manual 2010.
- [26] Kemao Qian, Huimin Xie and Anand Asundi Bing Pan, "Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review," *MEASUREMENT SCIENCE AND TECHNOLOGY*, vol. 20 , pp. 1-17, Abril 2009.
- [27] F.A. Díaz Garrido, R. Dorado Vicente, P. Siegmann L. Felipe Sesé, "Calibración del montaje óptico para determinación de desplazamientos en el espacio mediante Correlación Digital de Imágenes 2D y Proyección de Franjas," in *XIX CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA*, 2011, pp. 1-7.
- [28] S. Belhabib H. Haddadi, "Use of rigid-body motion for the investigation and estimation of the measurement errors related to digital image correlation technique," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 46, pp. 185-196, Octubre 2008.
- [29] LABVIEW. (2014, Agosto) Reconocimiento de imagenes. [Online]. http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/ramirez_r_ja/capitulo4.pdf
- [30] Jean-José Orteu, "3-D computer vision in experimental mechanics," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 47, pp. 282-291, Enero 2009.
- [31] GOM ARAMIS, "User Manual- Software," GOM, Germany, Manual de usuario 2009.
- [32] Jaime Prat Pastor, Rubén Lafuente Jorge, Pedro Vera Luna, Javier Sánchez-Lacuesta, Juan Víctor Hoyos Fuentes, Enrique Viosca Herrero, Mario Comín Clavijo, Alex Cortés i Fabregat Carlos Soler-Gracia, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Primera ed., Instituto de Biomecánica de Valencia, Ed. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999.