

Alineación de prótesis y parámetros biomecánicos de pacientes amputados transtibiales

Alineación de prótesis y parámetros biomecánicos de pacientes amputados transtibiales

Lely Adriana Luengas Contreras
Miguel Ángel Gutiérrez
Esperanza Camargo Casallas



A nuestras familias.

A los miles de amputados de nuestro país, quienes han tenido que soportar la pesada carga de esta inútil guerra y quienes merecen nuestro apoyo para alcanzar sus sueños.

Agradecimientos

Al Hospital Militar Central, por abrir sus puertas para poder realizar esta importante investigación que da piso para la incursión de la tecnología en el campo médico, específicamente en el área de prótesis y rehabilitación protésica. Al personal de la Unidad de Investigación de la Subdirección de Docencia e Investigación Científica, quien apoyó la realización del proyecto. Al Servicio de Amputados y Prótesis, por colaborar en todos los aspectos necesitados. Al Dr. Juan Pablo Borrero, por sus sugerencias y valiosos aportes.

A la Universidad Distrital, por su respaldo para llevar a cabo este tipo de estudios. Al Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC) de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, por brindar su apoyo en la publicación de este libro.

A la Pontificia Universidad Javeriana, en especial al Centro de Estudios Ergonómicos y al Departamento de Electrónica, por permitirnos usar sus equipos para realizar este estudio.

A Jesús, Javier, Luis Fernando, Fabio, Henry y todos los amputados que colaboraron en esta investigación, quienes han dejado parte de sí en las selvas colombianas. Ellos, quienes son víctimas del conflicto, nos enseñan con sus actos que podemos dar más de nosotros mismos y que la única limitación para conseguir nuestros sueños está en nuestras mentes.

© Universidad Distrital Francisco José de Caldas
© Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC)
© Lely Adriana Luengas Contreras, Miguel Ángel Gutiérrez,
Esperanza Camargo Casallas
Primera edición, abril de 2017
ISBN: 978-958-5434-20-2



UNIVERSIDAD DISTRITAL
FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

UD
Editorial

E2
ESPACIOS

Dirección Sección de Publicaciones
Rubén Eliécer Carvajalino C.

Coordinación editorial
María Elvira Mejía

Corrección de estilo
Rodrigo Díaz

Diagramación
Kilka Diseño Gráfico

Imagen de cubierta
Lely Luengas

Editorial UD
Universidad Distrital Francisco José de Caldas
Carrera 24 No. 34-37
Teléfono: 3239300 ext. 6202
Correo electrónico: publicaciones@udistrital.edu.co

Luengas Contreras, Lely Adriana
Alineación de prótesis y parámetros biomecánicos en pacientes
amputados trastibiliares / Lely Adriana Luengas Contreras,
Miguel
Ángel Gutiérrez, Esperanza Camargo Casallas. -- Bogotá : Uni-
versidad Distrital Francisco José de Caldas, 2017.
140 páginas : gráficas, fotografías ; 2017.
ISBN 978-958-5434-20-2
1. Amputaciones - Rehabilitación 2. Prótesis 3. Piernas artifi-
ciales 4. Minas antipersonales - Colombia 5. Conflicto armado
- Colombia I. Gutiérrez, Miguel Ángel, autor II. Camargo
Casallas, Esperanza, autora III. Tít.
617.307 cd 21 ed.
A1568659

CEP-Banco de la República-Biblioteca Luis Ángel Arango

Todos los derechos reservados.
Esta obra no puede ser reproducida sin el permiso previo escrito de la
Sección de Publicaciones de la Universidad Distrital.
Hecho en Colombia

Contenido

Índice de tablas	13
Índice de figuras	15
Prólogo	19
Introducción	21
Propuesta de investigación	23
Justificación	23
Planteamiento del problema	24
Contextualización de la amputación	29
Amputación transtibial y procesos de alineación	29
Minas antipersona	31
<i>Impacto de las minas</i>	33
Amputación transtibial	33
Prótesis transtibial	36
Alineación protésica	38
<i>Parámetros de alineación</i>	41
Marcha humana	45
<i>Fase de apoyo</i>	46
<i>Fase de balanceo</i>	47
<i>Parámetros de la marcha</i>	48
<i>Parámetros espaciales</i>	48
<i>Parámetros temporales</i>	49
<i>Parámetros espaciotemporales</i>	49
Marcha del amputado transtibial	50

Construcción de bases de datos	55
Estudio estático	56
Estudio dinámico	61
<i>Medición de la movilidad articular de cadera, rodilla y tobillo durante la marcha protésica</i>	62
Resultados	67
Análisis estudio estático	67
<i>Distribución de fuerza plantar</i>	95
<i>Centro de presión (COP)</i>	95
<i>Rangos articulares</i>	98
Análisis estudio dinámico	99
<i>Comparación entre sujetos</i>	110
<i>Análisis por ciclogramas</i>	113
<i>Movilidad del tobillo en un amputado transtibial</i>	118
Discusión	121
Estudio estático	121
Estudio dinámico	122
Trabajo futuro	123
Conclusiones	125
Referencias bibliográficas	127
Anexo 1. Instrumento de recolección de información	133
Autores	135

Índice de tablas

Tabla 1. Afectación de los sistemas corporales debido a una amputación	35
Tabla 2. Desviaciones de la marcha del amputado transtibial	51
Tabla 3. Variables establecidas para realizar el estudio de variación de rangos articulares y ubicación del COP versus ubicación angular del <i>socket</i>	57
Tabla 4. Relación de los sujetos participantes en la investigación estática	59
Tabla 5. Variables establecidas para realizar el estudio de variación de rangos articulares	62
Tabla 6. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 1	68
Tabla 7. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 2	71
Tabla 8. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 3	74
Tabla 9. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 4	77
Tabla 10. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 5	80
Tabla 11. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 6	83

Tabla 12. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 7	86
Tabla 13. Resultados de la prueba de Levene para comprobar variabilidad intersujetos. Se aplicó para cada variable estudiada. Se rechaza la hipótesis nula de igualdad	95
Tabla 14. Descriptivos de cada variable	100
Tabla 15. Posición angular de las articulaciones durante la marcha normal	105

Índice de figuras

Figura 1. Distribución de minas a escala mundial. Construida a partir de los datos obtenidos en el reporte de Unicef Colombia y las minas antipersona	24
Figura 2. Accidentes por minas antipersona comparados con el número de combates entre 1990 y el 2013	25
Figura 3. Distribución de personas afectadas por minas antipersona en Colombia a partir de los datos obtenidos en el reporte de Unicef Colombia y las minas antipersona	26
Figura 4. Amputación transtibial. En A se dan los valores de longitud recomendados en el momento de la extirpación. B y C muestran la forma como queda el muñón luego de la amputación. D permite ver cómo se debe realizar el cierre de la piel y E cómo finalmente queda el muñón	34
Figura 5. Prótesis transtibial con sus principales componentes	37
Figura 6. Adaptador pirámide: macho (izquierda) y hembra (derecha)	38
Figura 7. Alineación en banco la prótesis transtibial, ubicación del pie con respecto al encaje en el plano sagital	39
Figura 8. Alineación en banco de la prótesis transtibial, ubicación del pie con respecto al encaje en el plano frontal	40
Figura 9. Alineación de una prótesis transtibial. Se dan referencias de ubicación de los componentes	41
Figura 10. Posición de bipedestación estática	42
Figura 11. Distribución promedio regional del peso expresado como un porcentaje de la carga total soportada por el pie en bipedestación y descalzo	43
Figura 12. Medición de distribución de fuerzas plantares haciendo uso del sistema de la marca Tekscan®	44
Figura 13. Fotos de goniómetros, dispositivos utilizados para medir ángulos. A. Goniómetro analógico marca Baseline®, referencia ISOM 360. B. Goniómetro digital marca Biometrics®, referencia Twin Axis SG5	45
Figura 14. Fases de la marcha	46

Figura 15. Subfases de la fase de apoyo	47
Figura 16. Posición de las articulaciones durante la fase de balanceo	48
Figura 17. Configuración del sistema para realizar las mediciones de rangos articulares y presión plantar en personas amputadas por minas antipersona	60
Figura 18. Ubicación de los goniómetros para realizar la medición de los rangos articulares	61
Figura 19. Amputado con alineación adecuada	64
Figura 20. Prótesis de prueba	65
Figura 21. Pacientes amputados transtibiales. A la izquierda y en el centro los pacientes con prótesis adaptada y a la derecha un paciente con prótesis de prueba	66
Figura 22. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de cadera en el lado amputado	89
Figura 23. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de rodilla en el lado amputado	89
Figura 24. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de tobillo en el lado amputado	90
Figura 25. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de cadera en el lado no amputado	90
Figura 26. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de rodilla en el lado no amputado	91
Figura 27. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de tobillo en el lado no amputado	91
Figura 28. Diagrama de cajas del COP eje medial-lateral del lado no amputado	92
Figura 29. Diagrama de cajas del COP eje anteroposterior del lado no amputado	92
Figura 30. Diagrama de cajas del COP eje medial-lateral del lado amputado	93
Figura 31. Diagrama de cajas del COP eje anteroposterior del lado amputado	93
Figura 32. Diagramas de caja del sujeto 7	94

Figura 33. Variación de la ubicación del COP en el eje medial-lateral (X) presentada por el lado contralateral y el ipsilateral al realizar variación del ángulo del <i>socket</i> en flexión y extensión	96
Figura 34. Variación de la ubicación del COP en el eje anteroposterior (Y) presentada por el lado contralateral y el ipsilateral al realizar variación del ángulo del <i>socket</i> en flexión y extensión	97
Figura 35. Ubicación del centro de presión (COP) en amputados transtibiales que utilizan prótesis transtibial	97
Figura 36. Variación de los ángulos del lado contralateral al realizar variación del ángulo del <i>socket</i> en flexión y extensión	99
Figura 37. Variación de los ángulos del lado ipsilateral al realizar variación del ángulo del <i>socket</i> en flexión y extensión	99
Figura 38. Diagrama de cajas de la articulación de cadera ipsilateral	102
Figura 39. Diagrama de cajas de la articulación de rodilla ipsilateral	102
Figura 40. Diagrama de cajas de la articulación de tobillo ipsilateral	103
Figura 41. Diagrama de cajas de la articulación de cadera contralateral	103
Figura 42. Diagrama de cajas de la articulación de rodilla contralateral	104
Figura 43. Diagrama de cajas de la articulación de tobillo contralateral	104
Figura 44. Cadera contralateral izquierdo (paciente 1)	106
Figura 45. Cadera ipsilateral derecho (paciente 1)	106
Figura 46. Cadera contralateral izquierdo (paciente 2)	107
Figura 47. Cadera ipsilateral derecho (paciente 2)	107
Figura 48. Cadera contralateral derecho (paciente 3)	107
Figura 49. Cadera ipsilateral izquierdo (paciente 3)	108
Figura 50. Rodilla contralateral izquierdo (paciente 1)	108
Figura 51. Rodilla ipsilateral derecho (paciente 1)	109
Figura 52. Rodilla contralateral derecho (paciente 3)	109
Figura 53. Rodilla ipsilateral izquierdo (paciente 3)	109
Figura 54. Tobillo contralateral izquierdo	110

Figura 55. Tobillo ipsilateral derecho	110
Figura 56. Cadera ipsilateral	111
Figura 57. Cadera contralateral	111
Figura 58. Rodilla ipsilateral	111
Figura 59. Rodilla contralateral	112
Figura 60. Tobillo ipsilateral	112
Figura 61. Tobillo contralateral	112
Figura 62. Ciclograma para análisis de la marcha: a) contacto inicial, b) respuesta a la carga, c) apoyo medio, d) apoyo terminal, e) prebalanceo, f) balanceo inicial, g) balanceo medio, h) balanceo terminal	113
Figura 63. Ciclograma del sujeto 1 pierna amputada	114
Figura 64. Ciclograma del sujeto 2 pierna amputada	115
Figura 65. Ciclograma del sujeto 3 pierna amputada	115
Figura 66. Ciclograma del sujeto 1 pierna no amputada	116
Figura 67. Ciclograma del sujeto 2 pierna no amputada	117
Figura 68. Ciclograma del sujeto 3 pierna no amputada	117
Figura 69. Comparación de la pierna amputada y la no amputada durante la marcha transtibial	118
Figura 70. Comparación de los tobillos del lado amputado y los del lado no amputado para todos los sujetos	119

Prólogo

Las minas antipersona han sido causantes de la alteración de la vida de miles de personas en el mundo, Colombia no es la excepción. El conflicto armado vivido por décadas en Colombia ha hecho que se utilice esta estrategia de guerra poco convencional y con alcances de destrucción a toda la población, causando muerte y lesiones en segmentos corporales. Una consecuencia de la afectación de las minas antipersona es la amputación transtibial, donde se extirpa el segmento corporal por debajo de rodilla, esto afecta la parte física, biológica y psicológica del individuo amputado, tiene repercusiones emocionales, familiares y sociales, ya que el sujeto debe depender de las personas de su entorno para desenvolverse y pierde autonomía. Una forma de ayuda para el amputado es la rehabilitación física, allí se adapta una prótesis para que sea capaz de suplir morfológica y funcionalmente el segmento perdido.

En este libro se presentan los resultados de un estudio descriptivo transversal con componente observacional para la medición de variables anatómicas en sujetos amputados transtibiales a causa de trauma por minas antipersona y usuarios de prótesis. A través de esta investigación se identificaron parámetros cinéticos y cinemáticos, tanto en posición estática como en posición dinámica, en pacientes amputados que acuden al Servicio de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central, en Bogotá, Colombia.

Se seleccionaron hombres con amputación transtibial unilateral con edades entre 20 y 40 años, con uso adecuado de prótesis por más de 1 año, con adaptación adecuada. La causa de la amputación debía ser por trauma por minas antipersona y estar en rehabilitación durante los últimos 2 años en el Servicio de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central, usuarios de prótesis con suspensión por *liner* y *pin* y pie en fibra de carbono de alta actividad.

El estudio constó de dos partes: el análisis estático y el análisis dinámico. En el primer caso se tomaron mediciones que tuvieron tres momentos:

1. Con la prótesis alineada, al paciente se le realizaron las mediciones de los parámetros de rangos articulares en las articulaciones de miembro inferior y ubicación del Centro de Presión (COP, por sus siglas en inglés).
2. Luego se varió en flexoextensión el ángulo del *socket* y de nuevo se realizaron las mediciones de los dos parámetros.

3. Se realizó nuevamente la alineación de la prótesis y se midieron los parámetros.

Para la medición de rangos articulares se ubicaron los sensores de los goniómetros en cadera, rodilla y tobillo de lado ipsilateral (lado amputado) y en cadera y rodilla contralateral (lado no amputado); para la medición de ubicación angular del *socket* se utilizó un goniómetro digital ubicado entre el *socket* y el pilón de la prótesis; para la medición de distribución plantar de fuerzas se colocaron los sensores de fuerza siguiendo el protocolo establecido; se realizaron las mediciones de los parámetros simultáneamente.

Con los datos de las mediciones se creó una base de datos en Excel®. Para el análisis estadístico de los datos se empleó SPSS® y Matlab®.

Se observó que la posición de flexoextensión del *socket* afecta de forma severa la ubicación del COP en la planta de los pies en el eje anteroposterior, y también se afectan los rangos articulares de miembros inferiores, lo cual permite concluir que la vertical gravitatoria se desplaza en el área de la base de sustentación y hace que las cargas mecánicas se distribuyan de forma inadecuada. Esto hace que la estabilidad se vea alterada, y para recuperarla se realizan mecanismos de compensación con las articulaciones de los miembros inferiores; de allí que los ángulos de las articulaciones de los segmentos de miembro inferior se alteren. Cuando el *socket* está en extensión la rodilla y el tobillo del lado contralateral (lado no amputado) presentan alta variación; con el *socket* en flexión la rodilla del lado ipsilateral (lado amputado) es donde mayor incidencia se tiene, seguida del tobillo del lado contralateral.

El análisis dinámico partió de una adecuada alineación para la evaluación de tres pacientes, a quienes se les realizó el análisis cinemático de la marcha en el plano sagital, y se analizó flexoextensión de cadera, rodilla y tobillo, tanto de lado ipsilateral como de lado contralateral. Se encontró que en la flexión de cadera no se producen cambios significativos con respecto a la marcha normal, en la rodilla se presenta una disminución de la flexión en la fase de apoyo, así como como en la fase de balanceo, mientras que en tobillo durante la fase de balanceo no se produce plantiflexión y el grado de dorsiflexión aumenta durante la fase de apoyo.

Introducción

La alta incidencia de la amputación, tanto en el ámbito mundial como en el ámbito nacional, ha hecho que la rehabilitación y el tratamiento de las personas con amputaciones de las extremidades inferiores sean unas de las principales preocupaciones del sistema de salud actual. En el mundo hay cerca de diez millones de personas amputadas [1]. En Colombia esa cifra es de 46.200 personas, y la amputación transtibial es la más común [2]; una de sus causas es la acción de las minas antipersona [3].

El principal objetivo de la rehabilitación es mejorar la función locomotora bípeda (marcha), pero para esto se necesita que el amputado presente estabilidad y equilibrio en posición bípeda estática. Así, la rehabilitación debe proporcionarle al amputado una formación adecuada para caminar cómodamente, de forma segura y sin esfuerzo físico o mental excesivo. Visualmente, el objetivo del entrenamiento de la marcha protésica es la aproximación a los patrones de marcha de no amputados, en la mayor medida posible, con poca o ninguna asimetría demostrable.

Para alcanzar estabilidad y deambulación funcional el amputado debe desarrollar la capacidad de ponerse de pie y caminar con una prótesis, lo cual logra desarrollar con un adecuado proceso de rehabilitación, donde implícitamente se encuentra una exitosa alineación de la prótesis. La alineación tanto estática como dinámica y de banco de la prótesis transtibial influye en la comodidad del amputado en posición de bipedestación [4,5]. El propósito principal de la alineación es posicionar el *socket* con respecto al pie protésico, de manera tal que sean evitados los patrones de esfuerzo indeseables aplicados al miembro residual. Un segundo propósito es producir un patrón normal en la marcha. La información acerca de las variables biomecánicas de rangos articulares y ubicación del COP, como consecuencia de la función biomecánica de la prótesis, es una manera de hacer objetiva la alineación estática de prótesis.

Luego de revisar publicaciones del área se ha podido establecer que ningún estudio ha obtenido una relación entre los ángulos articulares, la ubicación del COP y la alineación protésica, investigación que se requiere para conocer los efectos de una inadecuada alineación en pacientes amputados transtibiales a causa de trauma por minas antipersona. Por lo anterior, se ha propuesto un estudio con el siguiente objetivo general: realizar la medición de variables biomecánicas presentes en la alineación estática de pacientes amputados transtibiales a causa de trauma por minas antipersona, con el fin de determinar la existencia de una relación entre la ubicación

sagital del *socket* y los rangos articulares de miembro inferior y la ubicación del COP en la alineación protésica. Y los objetivos específicos son:

- Establecer el protocolo de medición de los rangos articulares para realizar las mediciones de forma estándar.
- Desarrollar un protocolo de medición para la obtención de los parámetros biomecánicos de estudio.
- Realizar las mediciones de los parámetros biomecánicos establecidos en el presente estudio.
- Establecer la existencia de una relación entre la alineación estática y los valores encontrados durante las mediciones realizadas de los parámetros biomecánicos.
- Analizar la marcha del amputado transtibial a partir de la alineación estática adecuada.

Para alcanzar los objetivos planteados se propuso examinar en la alineación protésica estática y dinámica el comportamiento de los parámetros biomecánicos de ubicación del COP sobre la superficie plantar y la posición angular de las articulaciones de miembro inferior (cadera, rodilla, tobillo), presentes en bipedestación en pacientes amputados transtibiales cuando la ubicación angular del *socket* se altera. Con el fin de observar el desempeño de los parámetros biomecánicos mencionados se realizaron mediciones con sistemas electrónicos de medición que permitieron medir y visualizar el valor del COP en cada extremidad inferior; también se realizó la medición de posición angular de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera de miembro no amputado, y simultáneamente las articulaciones de rodilla y cadera en miembro amputado. Las mediciones descritas se realizaron con diferentes alineaciones del *socket*, de tal forma que se estableció el efecto de la posición de los componentes de la prótesis en los parámetros biomecánicos mencionados.

Una vez analizados los pacientes en estática, se realizó un análisis dinámico de tres sujetos amputados con la alineación correcta, dos de ellos usaban prótesis definitiva y uno una prótesis de prueba debido a un cambio en el *socket*. Se analizó un ciclo de marcha y se realizó la comparación entre el paciente amputado y la marcha normal, así como la comparación entre los tres sujetos.

En este documento se muestra el desarrollo de la investigación, distribuido de la siguiente manera: en la primera parte se encuentra la propuesta de investigación; allí está la justificación de la realización del proyecto el planteamiento del problema. En la segunda parte se encuentra la contextualización de la amputación, donde se vinculan los estudios relevantes en el área de la investigación, y el marco teórico, donde se abordan conceptos fundamentales que dan piso a la investigación. La tercera muestra la construcción de bases de datos a partir de la metodología planteada y desarrollada durante la investigación. La cuarta parte da a conocer los resultados de la investigación y en la quinta se aborda la discusión y los trabajos futuros. Al final del documento se encuentran las conclusiones y las recomendaciones.

Propuesta de investigación

Justificación

No existe un estudio que permita observar la relación existente entre la alineación del *socket* de una prótesis transtibial en sujetos amputados transtibiales en posición de bipedestación estática y los parámetros biomecánicos de ubicación del centro de presión y el rango articular. Adicionalmente, tampoco se han realizado estudios del patrón de marcha de amputados por minas antipersona en Colombia. A pesar de que se han realizado investigaciones clínicas sobre el efecto de la alineación estática en parámetros biomecánicos, hasta el momento se ha considerado la influencia aislada de la posición de los componentes de la prótesis en parámetros cinéticos tales como fuerza y COP. Esta investigación ha permitido conocer la interacción entre la ubicación sagital del *socket* de una prótesis transtibial, la alineación estática y los componentes biomecánicos presentes en bipedestación estática.

También se pudo analizar la marcha del amputado transtibial a partir de la alineación estática encontrada. Este procedimiento requiere un conocimiento detallado de la locomoción humana normal, de la biomecánica, de la adaptación de prótesis y de la alineación protésica [6], conocimiento necesario para identificar y determinar las causas que producen las desviaciones con respecto a la marcha normal. El análisis cinemático en el plano sagital calcula el ángulo formado entre las articulaciones durante la marcha, cálculo suficiente para la mayor parte de las aplicaciones clínicas, por lo que refiere un resultado cuantitativo y produce una representación virtual de la marcha que facilita el diagnóstico, el tratamiento, el seguimiento y la implementación de métodos de rehabilitación, entre otros.

Con el fin de obtener los resultados descritos anteriormente, se realizó un estudio descriptivo transversal con componente observacional, para conocer la variación del COP y de los ángulos articulares de los miembros inferiores al realizar la alteración de la posición del *socket* de una prótesis transtibial en una persona protésica transtibial en estado de bipedestación estática, y establecer así la influencia de la ubicación del *socket* de la prótesis en los parámetros biomecánicos cinemáticos presentes en la bipedestación estática. La investigación incluye una segunda toma de datos de rangos articulares en amputados que se desplazan sobre una superficie plana en marcha.

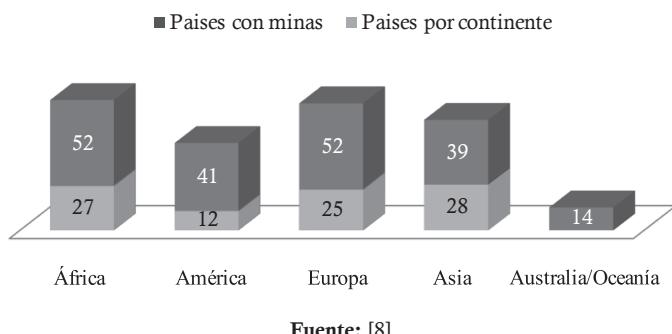
El conocimiento del comportamiento de estos parámetros puede ser utilizado para la evaluación del estado de alineación de la prótesis transtibial, factor crucial para la rehabilitación exitosa del amputado, pues permite ambulación con bajo costo metabólico, no afectación o daño del muñón y buen patrón de marcha [5]. Una inadecuada alineación impide la transferencia adecuada de carga entre la extremidad residual y el piso y puede llevar a la afectación de diferentes partes del cuerpo y de la prótesis [6,7].

El beneficio de este trabajo es generar conocimiento haciendo uso de herramientas tecnológicas, ya que al aumentar la comprensión de los efectos de la alineación protésica se pueden desarrollar equipos que permitan optimizar el proceso de alineación.

Planteamiento del problema

La incidencia de amputación a escala mundial es de 1,5 casos por mil habitantes y el número de amputados es de cerca de 10 millones de personas; solo en Estados Unidos hay 1,7 millones de amputados de miembro inferior [1]. En Colombia la cifra de amputados es de 46.200 personas; la amputación transtibial es la más común [2], y una de las causas es la acción de las minas antipersona. Colombia se encuentra entre los cuatro países con más víctimas por minas antipersona, junto con Chechenia, Afganistán y Angola. En el mundo hay 92 países afectados por minas; el único continente donde no se presenta el fenómeno es Oceanía [8] (figura 1).

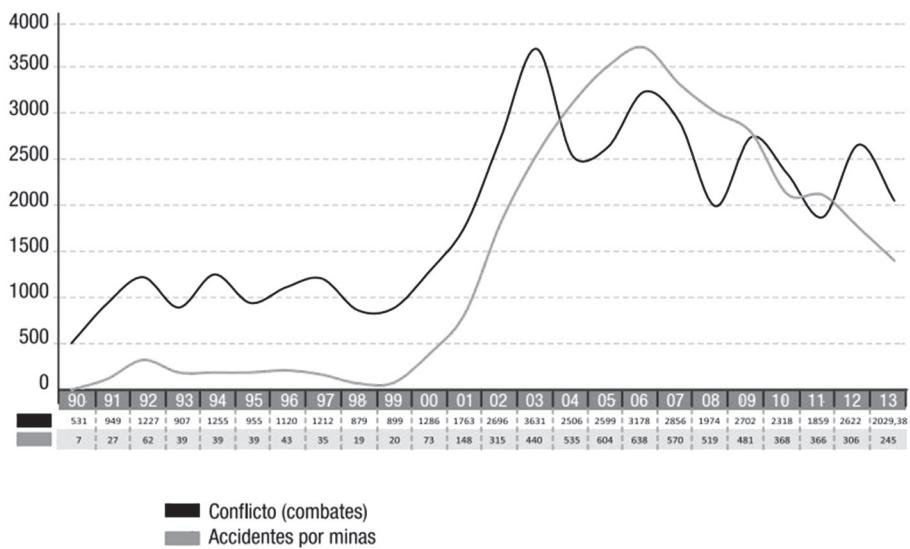
Figura 1. Distribución de minas a escala mundial. Construida a partir de los datos obtenidos en el reporte de Unicef Colombia y las minas antipersona



Fuente: [8].

Colombia es el único país que en medio de una confrontación armada destruye su arsenal de minas antipersona (MAP). El territorio rural y diversos municipios del país han sido afectados de manera muy importante por la presencia de minas antipersona y municiones sin explotar. Existe una relación directa entre el uso de estos artefactos y el conflicto armado en el territorio nacional. Hasta 1999 los accidentes por minas fueron moderados, luego se produjo un incremento considerable al pasar de 20 en 1999 a 638 accidentes en el 2006. Posteriormente los accidentes bajaron hasta llegar a 245 en el 2013 (figura 2) [9].

Figura 2. Accidentes por minas antipersona comparados con el número de combates entre 1990 y el 2013



Fuente: [9].

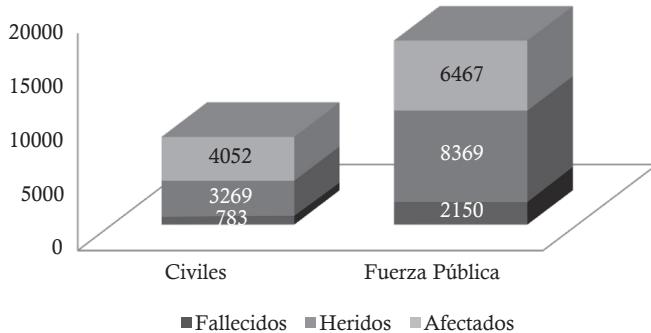
El Programa Presidencial para la Acción Integral contra Minas, dependencia del Departamento Administrativo de la Presidencia de la República, reporta que entre 1990 y agosto del 2013 hubo 10.519 víctimas por minas [3,8] (figura 3), de las cuales:

- 4052 son civiles y 6467 miembros de la Fuerza Pública
- 8369 heridos y 2150 muertos.

Tan solo entre enero y agosto del 2013 se registró un total de 285 víctimas:

- 120 civiles y 165 militares.
- En la población civil se presentaron 107 heridos y 13 fallecidos.
- En la Fuerza Pública 147 heridos y 18 fallecidos.
- 33 menores de edad (10 niñas y 23 niños) resultaron heridos y cinco fallecieron (tres niñas y dos niños).

Figura 3. Distribución de personas afectadas por minas antipersona en Colombia a partir de los datos obtenidos en el reporte de Unicef Colombia y las minas antipersona



Fuente: [8].

La amputación se define como la resección completa y definitiva de un miembro o segmento de miembro, debido a enfermedades vasculares periféricas, traumatismos y sus secuelas, tumores malignos, infecciones, deformidades y parálisis o malformaciones congénitas, entre otras causas [10]. Este procedimiento genera múltiples modificaciones a diferentes sistemas del cuerpo humano y repercute en el movimiento y el desempeño corporal de la persona. Por ello se requiere una serie de adaptaciones que le permitan a la persona conservar su funcionalidad y continuar con el desempeño de sus actividades rutinarias.

La prótesis es el método más utilizado para la rehabilitación del amputado; sin embargo, la adaptación protésica requiere procesos y procedimientos que varían de acuerdo a cada individuo, aunque existen algunos generalizados como la alineación de la prótesis. La alineación es el elemento clave de una función protésica óptima. La relación de ubicación entre la prótesis y la persona, así como entre los componentes de la prótesis, afecta críticamente el desempeño funcional y el confort de la persona porque se altera la distribución de peso que se transfiere entre el miembro residual y el suelo [11,12].

Las metas de la alineación son proveer alcance, altura correcta del *socket*, así como orientación de este, de forma que el amputado pueda soportar su peso corporal mientras está de pie, con un nivel de pelvis adecuado, máximo equilibrio e igualdad de longitud ipsilateral y contralateral de las extremidades y una correcta distribución de peso anteroposterior en la superficie plantar del pie protésico. Si se obtiene una adecuada alineación estática la alineación dinámica solo serviría para confirmar la alineación [11,13].

La inadecuada alineación de una prótesis puede causar alteraciones funcionales a corto, mediano y largo plazo. A corto plazo, se altera el patrón de marcha; además, aumenta el estrés mecánico en las articulaciones de rodilla y cadera ipsilateral y de rodilla, cadera y tobillo contralateral, debido a una inadecuada distribución de la carga. A mediano plazo se pueden desarrollar complicaciones como deterioro articular

por la continua exposición a sobrecarga, así como dolor y úlceras por presión. A largo plazo, se puede presentar artrosis temprana y deformidades articulares [6,7].

El estudio de la marcha permite determinar la existencia de un patrón de marcha y verificar si está de acuerdo con los parámetros definidos para marcha normal. Así, se puede establecer la existencia de una correcta alineación, ya que se tienen indicadores clínicos que muestran la variación del patrón de marcha dependiendo de la desalineación en los elementos que componen la prótesis.

Contextualización de la amputación

Amputación transtibial y procesos de alineación

El estudio de las consecuencias de la amputación sobre las personas ha sido ampliamente revisado, y se ha encontrado que este procedimiento genera múltiples modificaciones a diferentes sistemas del cuerpo humano, lo cual repercute en el movimiento y el desempeño corporal de la persona. La afectación es física, emocional, social y psicológica [14].

Un primer estudio del comportamiento de amputados en Colombia, víctimas de minas antipersona, se realizó con el propósito de analizar la variación de los rangos articulares de miembro inferior en personas sanas en comparación con amputados transtibiales en la posición de bipedestación estática. Se seleccionaron seis sujetos no amputados, teniendo en cuenta edad y buena condición médica. Los sujetos amputados que participaron en el estudio fueron tres, elegidos por ser amputados unilaterales transtibiales, con buena condición física y alto nivel de actividad y con habilidad para caminar a diferentes velocidades sin ayuda. Se encontró que en los rangos articulares el valor angular se ve afectado por la amputación transtibial; estos ángulos tienden a incrementarse en los amputados. Los rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo en los sujetos no amputados son menores que en los amputados; así mismo, la cadera de los amputados tiene un ángulo de flexión mayor que el de personas no amputadas normales. El estudio demostró que la posición bípeda no es estática, como consecuencia de los mecanismos que realizan los miembros inferiores para tender a la estabilidad en respuesta a la interferencia interna presente en el cuerpo humano [15].

Un segundo estudio, de tipo prospectivo, transversal y descriptivo, demostró la variación de la distribución plantar y la ubicación del COP en sujetos amputados con relación a sujetos no amputados, en población colombiana; los amputados son consecuencia de las minas antipersona utilizadas en el conflicto armado interno del país. Para la investigación se tuvieron dos grupos de estudio: G1, de sujetos no amputados, y G2, de amputados transtibiales. Asimismo, fueron reclutados quince voluntarios, diez no amputados, cinco hombres y cinco mujeres, y cinco amputados, todos hombres. Fueron excluidos los sujetos que presentaban alteraciones musculoesqueléticas o neurológicas en las otras extremidades, alteraciones sensoriales o cognitivas, lesiones en piel, alteraciones en marcha secundarias por dolor, uso de ayudas externas para la marcha y alteraciones articulares en otros segmentos corpo-

rales en miembros inferiores. Se concluyó que el COP se desplaza anteriormente en el segmento corporal del usuario de prótesis y posteriormente en la pierna contralateral. En cuanto a la distribución de fuerza plantar en cada pie, esta es cercana al 50%. De esto se desprende que los sujetos amputados han adoptado mecanismos de compensación que permiten distribuir el peso corporal en sus segmentos inferiores de forma adecuada [16].

Se han realizado estudios con el objetivo de determinar la relación entre la alineación estática de la prótesis y los parámetros biomecánicos presentes en bipedestación. Blumentritt *et al.* [17] estudiaron la influencia de la posición del pie en la ubicación de la línea de carga con respecto a rodilla y cadera, y la posición del tronco, y encontraron que hay una influencia significativa en la carga aplicada a la articulación de la rodilla ipsilateral del amputado. Los momentos de rodilla externos aplicados a los ligamentos y músculos de la rodilla en el lado amputado cambian en respuesta a diferentes ángulos de flexión plantar o dorsiflexión del pie protésico. Adicionalmente, Blumentritt *et al.* observaron que cuando se altera la alineación del plano sagital, la compensación del amputado transtibial es el balanceo de la parte superior del cuerpo sobre el centro de presión del pie protésico.

Boone *et al.* [11], Xiaohong *et al.* [18], Pinzur *et al.* [5] y Kobayashi *et al.* [6] enfocaron sus investigaciones en la posición del *socket*. Boone alteró la posición del *socket* y halló que la distribución de presión en el *socket* se afecta —en algunas zonas aumenta—; las observaciones se realizaron en marcha [11]. Xiaohong *et al.* encontraron que la alineación angular tiene efecto significativo en la distribución de la presión plantar y en la magnitud de la presión en el lado protésico [18]. Pinzur *et al.* alteraron la alineación del *socket* y observaron que en el miembro no amputado se incrementó tanto la fuerza de reacción vertical del suelo como el impulso. Adicionalmente, el tiempo de la fase de apoyo cambió, lo cual sugiere que la mala alineación de prótesis en personas con amputación transtibial conlleva el aumento de la carga en la extremidad contralateral [5]. Kobayashi *et al.* concluyeron que la posición del *socket* influye en los momentos de reacción presentes en el muñón en el plano sagital y en el coronal [6].

Xiaobing *et al.* reportaron la influencia de la altura del tacón en la posición de la línea de carga (vista sagital) del lado protésico [19]. En bipedestación, la variación de la altura del tacón tiene un efecto directo en la línea de carga de la parte protésica y en la electromiografía de superficie (EMG) de la extremidad inferior, pues influye en la carga soportada por la rodilla ipsilateral y, por lo tanto, en la postura de pie de los amputados.

Isakov *et al.* [20,21] observaron el efecto de la distribución de presión plantar en el pie protésico al variar la posición del pilón, y hallaron que el mayor efecto se presenta en la distribución anteroposterior cuando el pilón se encuentra en varo o en valgo.

Paráková *et al.* [22] estudiaron el efecto de la longitud de la prótesis sobre la actividad muscular y la distribución de peso y encontraron que si la prótesis tiene variación de ± 1 cm, varía la distribución de peso en las extremidades inferiores; así mismo, la actividad muscular en los miembros inferiores se ve afectada.

Engsberg *et al.* [23,24] analizaron la distribución del peso anteroposterior en la planta del pie para pies protésicos y no protésicos, además de la posición angular de

la articulación de la rodilla y la posición del tronco, y hallaron que la distribución del peso es significativamente diferente en cada grupo estudiado. El ángulo de las rodillas en el plano frontal y en el plano sagital, así como el ángulo del tronco en el plano sagital fueron todos mayores para los niños amputados por debajo de rodilla (BKA, por sus siglas en inglés) en comparación con los niños no amputados.

En cuanto a la marcha, diferentes trabajos sugieren que las modificaciones en la alineación de la prótesis son determinantes en la disminución del costo energético [25]. Algunos autores consideran que la alineación estática es concluyente para obtener un buen patrón de marcha. En la actualidad, la alineación dinámica (AD) de prótesis se realiza a través del método de observación visual, donde médicos y expertos, partiendo de la experiencia que puedan tener, establecen de manera subjetiva las desviaciones de la marcha y posteriormente ajustan los componentes de la prótesis a prueba y error (Adebayo *et al.*, 2011). Así, se convierte en un método subjetivo cuyos efectos repercuten en un patrón de marcha inapropiado y, por lo tanto, en un aumento en el consumo energético, así como el aumento de presiones en la zona distal del muñón [20,21,26,27].

El análisis de parámetros y variables para la alineación dinámica, así como la correlación de estas durante cada una de las siete fases de la marcha, pueden proveer un patrón de marcha apropiado y por tanto un bajo consumo energético; sin embargo, la generación de un protocolo único requiere contemplar las condiciones particulares de cada individuo.

Autores como Van Velzen *et al.* y Murdoch y Perry muestran distintos casos clínicos en los cuales se evalúa la AD a partir de mediciones objetivas reportadas por laboratorios de marcha, pero posteriormente los ajustes de los componentes se realizan, al igual que en el método visual, a partir de la experiencia de expertos [26,28,29]. Otros estudios, haciendo uso de las mediciones suministradas por el laboratorio de marcha, han establecido algunas relaciones entre AD y distribución de presiones del *socket*, entre la AD en el plano sagital y el tipo de pie prostético, y entre la AD y la presión plantar. Estas relaciones se basan en la variación intencionada de la posición angular del *socket* en el plano frontal y en el sagital [19].

Minas antipersona

Mina es todo artefacto explosivo diseñado para ser puesto debajo, sobre o cerca de la superficie del terreno u otra superficie cualquiera y concebido para explosionar por la presencia, la proximidad o el contacto de una persona, un animal o un vehículo; está diseñado para herir, mutilar o matar personas. Esta arma convencional de carácter indiscriminado causa daños excesivos en sus víctimas y, por lo tanto, ha sido considerada inhumana [30].

Las minas se clasifican en dos ramas:

- Las minas marítimas o navales, hasta ahora no utilizadas en Colombia, han sido diseñadas para dañar buques o embarcaciones en ríos, costas u océanos. Muchas de ellas tienen poderosas cargas magnéticas que atraen objetos metálicos [31,32].

- Las minas terrestres a su vez se dividen en minas antipersona y minas antivehículo. La mina antipersona es toda mina concebida para que explote por la presencia, la proximidad o el contacto de una persona, y que incapacite, hiera o mate a una o más personas. La mina antivehículo es la mina concebida para detonar por la presencia, la proximidad o el contacto de un vehículo.

La mina antipersona es uno de los tipos de armamento más desarrollados y fatídicamente certeros de las últimas décadas. Su objetivo principal no es matar, sino incapacitar o herir a sus víctimas, y por este motivo se activa por la presión de un peso muy ligero. Existen varios tipos de esta mina, como son las de onda explosiva o de choque, las de fragmentación, las municiones sin explotar, las armas trampa y los artefactos explosivos improvisados (AEI). La de onda explosiva es el tipo de mina más frecuente que estalla cuando la víctima la pisa directamente. La fuerza de la explosión hace que las víctimas mueran o sufran lesiones severas que conducirán a la amputación de uno o varios miembros; las quemaduras y las heridas secundarias causadas por las esquirlas en la cara y otras partes del cuerpo son también muy frecuentes.

Las minas direccionales de fragmentación y las minas saltadoras matan o mutilan a la víctima que las acciona e incluso a todas aquellas personas que se encuentran en su letal radio de acción. Las minas de fragmentación no suelen estar enterradas, por el contrario, pueden estar ubicadas a ras de tierra o fijadas a postes, árboles o cercas. El nivel de daño puede variar, de forma tal que no solo hieren los miembros inferiores, sino que pueden esparcir sus esquirlas al nivel del abdomen y tórax de un adulto de estatura promedio. Estas minas se activan por la manipulación de un alambre, lo cual hace que se fragmenten de manera violenta en múltiples pedazos y lancen metralla a una distancia de trescientos metros a la redonda. Esto causa daños severos no solo a quien la activa, sino también a aquellos que se encuentran cerca.

Las municiones sin explotar, conocidas como MUSE o UXO (por sus siglas en inglés), son equipos de artillería de munición explosiva que han sido cargadas, con el fusible colocado, armadas o, por el contrario, preparadas para el uso o ya utilizadas. Pueden haber sido disparadas, arrojadas, lanzadas o proyectadas, pero permanecen sin explotar debido ya sea a su mal funcionamiento, al tipo de diseño o a cualquier otra razón. Entre las MUSE se encuentran las granadas de fragmentación, las municiones de racimo y los proyectiles.

Los artefactos explosivos improvisados (AEI) son generalmente fabricados de manera artesanal, se diseñan con el propósito de causar la muerte o daño físico utilizando el poder de una detonación. Según su objetivo táctico, pueden ser producidos con diferentes tipos de materiales, iniciadores, tamaños y contenedores. Para su fabricación se emplean explosivos comerciales, militares, artesanales o componentes de algún tipo de munición. Típicamente están compuestos por una carga explosiva, un detonador y un sistema de iniciación, pero pueden ser concebidos en combinación con químicos tóxicos, toxinas biológicas, material radioactivo o elementos generadores de metralla. De lo anterior se desprende que no son fabricados en masa, aunque sí se pueden construir grandes cantidades a muy bajo costo. Entre estos se encuentran las cartas-bomba, los juguetes-bomba y algunas armas trampa de carácter explosivo. Los artefactos explosivos improvisados (AEI) activados por la víctima son conside-

rados minas antipersona (MAP). En el 2012, la Vicepresidencia de la República de Colombia reportó que este tipo de mina es el más utilizado en Colombia y que en el 2006 Colombia fue señalada como la nación con mayor número de víctimas a escala internacional como causa de los AEI [30,32].

Impacto de las minas

Se ha reportado que 92 países o territorios del mundo son afectados por las minas (27/52 en África, 12/41 en América, 25/55 en Europa, 28/39 en Asia, 0/14 en Australia/Oceanía) [31]. De acuerdo con información del Landmine Monitor 2012:

[...] en 2011 se reportaron un total de 4286 víctimas de minas antipersona en el mundo, en comparación con 4191 reportadas en 2010. Ello, significa un aumento del 2%. Del total de las víctimas, 1320 (30%) murieron a causa del accidente, 2907 (68%) resultaron heridos y sobre las 59 (2%) restantes no se tiene conocimiento sobre su estado. Así mismo, de las víctimas registradas 2874 (67%) son civiles, 1041 (24%) son miembros de la Fuerza Pública, 83 (2%) son desminadores, mientras que de los 287 (7%) restantes no se tiene información. En cuanto al sexo, el 76% de las víctimas (3277) fueron hombres, el 9% (379) mujeres y sobre el 15% (630) restante no se tiene información. Por último, de las víctimas sobre las que se conoce su edad, el 42% era menor de edad al momento del accidente, mientras que el 58% era mayor de edad [3].

En Colombia, entre 1990 y agosto del 2013, 31 de los 32 departamentos presentaron algún tipo de evento con minas antipersona; los 5 departamentos con mayor número de víctimas son Antioquia con 2331, Meta 1072, Caquetá 816, Norte de Santander 748 y Nariño 732; los cinco municipios con mayor número de víctimas son Vista-hermosa, Meta (348), Tame, Arauca (321), San Vicente del Caguán, Caquetá (235), Puerto Rico, Meta (222) e Ituango, Antioquia (214). Se registró un total de 10.519 víctimas, y de estas el 39% (4052) son civiles y el 61% (6467) miembros de la Fuerza Pública; el 80% (8369) resultó herido y el 20% (2150) murió. De los afectados civiles, 3269 (81%) resultaron heridos y 783 (19%) murieron. En los miembros de la Fuerza Pública, 5100 (79%) quedaron heridos y 1367 (21%) fallecieron [3].

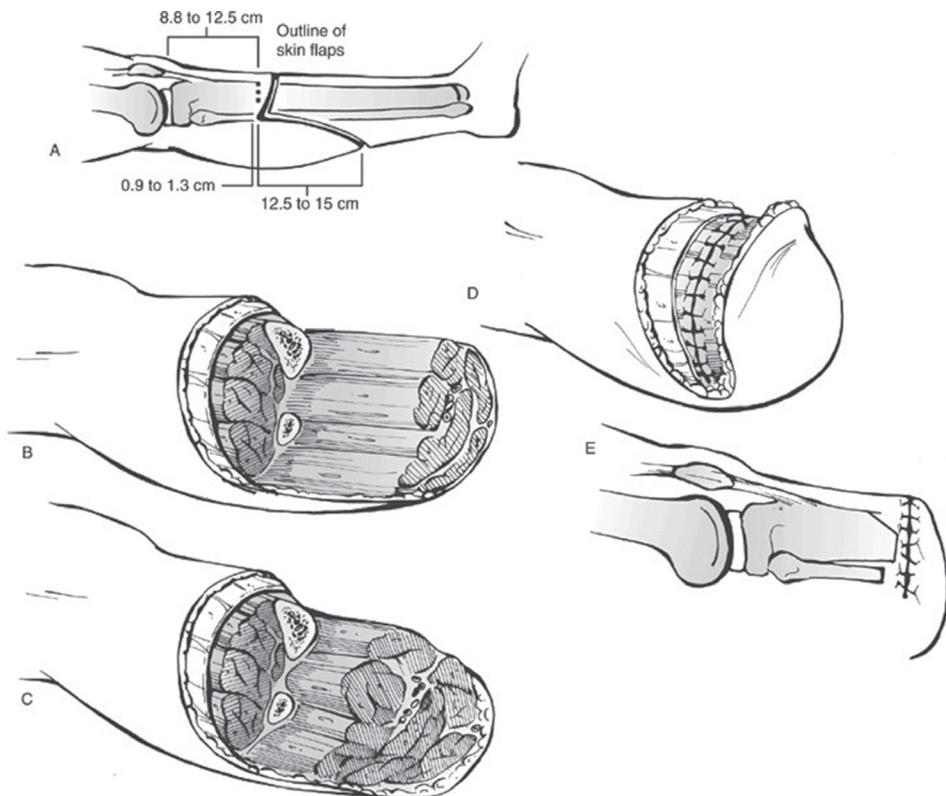
Amputación transtibial

La amputación se define como la supresión total de un miembro corporal o segmento de miembro, se puede presentar por enfermedades vasculares periféricas, traumatismos y sus secuelas, tumores malignos, infecciones, deformidades y parálisis o malformaciones congénitas, entre otras causas. Esta operación genera múltiples modificaciones en diferentes sistemas, no solo de orden anatómico, sino también fisiológico, funcional, psicológico, e implicaciones en el movimiento y el desempeño corporal [10].

La amputación puede realizarse en diferentes zonas: muslo, pierna, brazo y antebrazo, a diferentes distancias, teniendo en cuenta la obtención de un muñón útil para el proceso de adaptación de prótesis [10]. Cuando la amputación se realiza por debajo de la articulación de la rodilla se denomina amputación transtibial. En ella se

cortan los huesos de la tibia y el peroné, con lo cual se elimina la pierna debajo de la rodilla, como se observa en la figura 4. La longitud del miembro residual o muñón afecta la habilidad funcional del paciente, ya que este es el brazo de palanca que ayuda a transferir las fuerzas y a proveer un mejor balance, lo cual reduce el potencial de erosión óseo a través de los tejidos blandos [10,14]. El grado de amputación es relevante cuando la persona amputada entra en contacto con su prótesis. En la amputación transtibial se conserva la rodilla, lo que permite minimizar el desplazamiento del centro de gravedad en la marcha y los traslados. Así mismo, el gasto energético para la deambulación se incrementa en promedio de 25 a 40% con respecto a la población no amputada; este valor depende de la causa de amputación y la edad [14].

Figura 4. Amputación transtibial. En A se dan los valores de longitud recomendados en el momento de la extirpación. B y C muestran la forma como queda el muñón luego de la amputación. D permite ver cómo se debe realizar el cierre de la piel y E cómo finalmente queda el muñón



Fuente: [33].

A largo plazo, las articulaciones proximales a la amputación y las del miembro sano sufren un desgaste por la sobrecarga, lo cual genera la aparición de patologías como artrosis y osteoporosis, debido a la reducción en la actividad física, y esto a su vez

ocasiona un flujo sanguíneo menor; por consiguiente, la nutrición del hueso resulta afectada y su densidad normal disminuye.

A causa de la extirpación de segmentos corporales hay pérdida de masa tanto muscular como ósea y pérdida de fuerza muscular, lo cual conlleva que el centro de gravedad se desplace hacia el lado no amputado y las fuerzas de reacción sobre el pie del miembro sano se incrementan, así como el valor del torque que debe imprimir el tobillo para la estabilidad [10].

Como se mencionó, la amputación no solo afecta la parte física, biológica, sino también hay incidencia en el factor psicológico, con repercusiones emocionales, familiares y sociales en los individuos que la padecen. Al presentarse la amputación el individuo debe depender de las personas de su entorno para desenvolverse y pierde autonomía. La reacción a la pérdida de un segmento corporal puede conducir a actitudes donde se alteran la motivación y las reacciones emocionales, tanto más si no hay proceso de rehabilitación donde el sujeto pueda volver a ser independiente [14].

En resumen, en la etapa aguda de la rehabilitación del paciente amputado los cambios que se producen afectan el sistema musculoesquelético, el sistema metabólico y endocrino, el sistema respiratorio, el sistema genitourinario, el sistema nervioso central y el sistema cardiovascular. La tabla 1 muestra los cambios más generales que experimentan los amputados [14].

Tabla 1. Afectación de los sistemas corporales debido a una amputación

Sistema	Alteración
Musculoesquelético	<p>Pérdida de masa y fuerza muscular, reducción de la densidad mineral ósea. Los grupos musculares y los lugares óseos más afectados son los músculos posturales antigravitatorios de las extremidades inferiores y la espalda. En cuanto a morfología y función muscular, se produce atrofia. Los cambios en la masa muscular están relacionados con la pérdida de contenido mineral óseo y la reducción de la densidad de hueso cortical y esponjoso.</p> <p>En el músculo se afecta el metabolismo oxidativo por disminución de las concentraciones de fosfocreatina y glucógeno; estas adaptaciones bioquímicas contribuyen a una mayor predisposición a la fatiga del músculo.</p>
Metabólico y endocrino	<p>Incremento en la excreción de nitrógeno urinario, hipopotremia, edema y pérdida de peso. La diuresis, que se debe a la supresión de la hormona antidiurética, ocasiona una pérdida de peso que se acelera por una pérdida del apetito para los alimentos ricos en proteína. El índice metabólico basal disminuye y los niveles de insulina aumentan gradualmente.</p> <p>El nivel de colesterol aumenta; sin embargo, el de lipoproteínas de baja densidad disminuye. La hormona paratiroidea sérica aumenta y constituye un factor presente en la hipercalcemia.</p>

Sistema	Alteración
Respiratorio	Restricción mecánica de la ventilación, reducción de la capacidad de reserva ventilatoria funcional, del volumen sanguíneo capilar pulmonar y de la capacidad total de difusión pulmonar. La frecuencia respiratoria aumenta y la eliminación de las secreciones se dificulta. Los movimientos diafragmáticos e intercostales son reducidos y complicados por la debilidad de los músculos.
Genitourinario	Aumento del flujo sanguíneo renal y de la eliminación renal de agua (diuresis); incremento en la excreción de sodio y potasio; pérdida de calcio y fósforo. Debilitamiento de los músculos abdominales, movimiento diafragmático restringido y relajación incompleta del piso pélvico, lo cual conlleva retención parcial de orina. Lo anterior produce a su vez el sobrecrecimiento de bacterias degradadoras de la urea, pH y amoniaco urinarios crecientes y la precipitación de calcio y fósforo.
Nervioso central	Privación sensitiva y psicosocial. La falta de estimulación ambiental, física, mental y social conduce a disfunciones del sistema nervioso central y se presenta ansiedad y labilidad emocional. Se exterioriza irritabilidad, hostilidad, cooperación reducida y falta de estabilidad emocional, lo que incluye conducta neurótica y depresión. También se puede alterar el juicio, la capacidad para resolver problemas y la capacidad de aprendizaje, memoria, habilidades psicomotoras y estado de alerta. La depresión y las habilidades psicomotoras y de coordinación reducidas afectan la capacidad del paciente para lograr un nivel de funcionamiento adecuado e independencia.
Cardiovascular	Reducciones del consumo máximo de oxígeno, de volumen sistólico, de la volemia, el gasto cardíaco, el tono y la fuerza del músculo esquelético y las capacidades enzimáticas aerobias. Se presenta pérdida de entre 15 y 20% del volumen plasmático, pérdida de entre 5 y 10% del volumen total de sangre, reducción del 11% del volumen cardíaco, reducción de entre 6 y 11% del volumen telediastólico del ventrículo izquierdo, reducción de la tolerancia al ejercicio; disminución del VO ₂ máximo.

Fuente: adaptado de [14].

Prótesis transtibial

La prótesis de miembro inferior es un sistema que reemplaza una parte de los miembros inferiores del cuerpo humano y tiene como finalidad suprir la morfología anatómica de los miembros inferiores y facilitar la función global, tanto para la postura bípeda como para la marcha (locomoción) [34]. Para realizar las funciones anteriormente descritas, las prótesis se basan en los principios biomecánicos de transferencia de carga desde el muñón hasta el piso y de suspensión entre el muñón y el encaje [35].

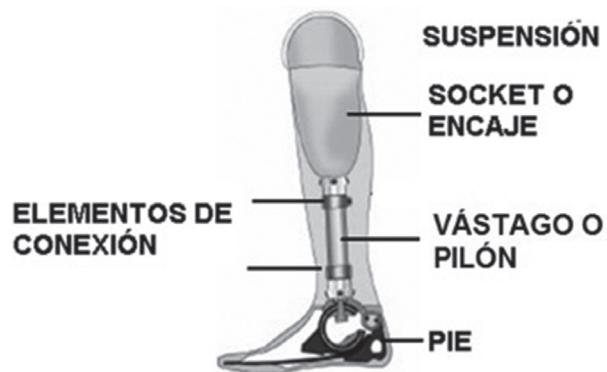
Hay tres tipos de prótesis: la inmediata, la temporal y la definitiva. La inmediata se pone en la misma sala de operaciones cuando se lleva a cabo la amputación. La temporal se utiliza para facilitar la rehabilitación y evitar edema en el muñón. La definitiva se construye de tres a nueve meses después de la amputación, cuando se ha estabilizado la circunferencia del muñón [36].

Cuando la amputación se realiza por debajo de rodilla, el elemento que es preciso utilizar es la prótesis transtibial, que cuenta con los siguientes componentes básicos: pie, elementos de conexión, *socket* o encaje y sistema de suspensión, como se muestran en la figura 5.

El encaje transmite las fuerzas de la carga en el miembro amputado y así mismo transmite estas fuerzas desde el miembro para controlar y mover la prótesis, por ello debe proporcionar una adaptación íntima sobre toda la superficie del muñón [37]. Es a este lugar donde finalmente llegará la fuerza vertical que produce el piso, razón por la cual es tan determinante un buen diseño y una correcta elección de material para asegurar una distribución de presiones adecuada [35].

La suspensión es el sistema encargado de que el muñón y el *socket* permanezcan unidos; mantiene fija la prótesis al cuerpo, evita que se mueva y conserva el muñón en la posición correcta. Entre los tipos de suspensión se encuentran las válvulas de succión, con la que se crea un vacío entre el muñón y el encaje y se evita su desplazamiento y las correas o cinturones [35].

Figura 5. Prótesis transtibial con sus principales componentes



Fuente: adaptado de Allbiz [34].

Para interconectar las diferentes partes de la prótesis se usan elementos de conexión y alineación tales como abrazaderas, soportes, adaptadores o tornillos [37]. En general, son de acero inoxidable, aluminio y titanio, debido a que estos materiales presentan excelentes características en cuanto a resistencia, precio y peso. Uno de los elementos de conexión más usados es el adaptador pirámide, el cual debe su nombre a que consta de una pirámide invertida (adaptador macho) que es introducida en su receptor (adaptador hembra), como puede verse en la figura 6. Este último tiene

cuatro tornillos que se ajustan para lograr la alineación de prótesis más adecuada para cada persona [38]. El vástago o pilón es la parte de la prótesis que une la rodilla con el pie. Generalmente, es un tubo fabricado de fibra de carbono, titanio u otros materiales ligeros [35].

El pie de la prótesis es el primer contacto de la persona amputada con el suelo, recibe la fuerza de este y la distribuye a los demás componentes de la prótesis. Un pie sano es capaz de ajustarse y adaptarse a una gran variedad de terrenos y posibilita una marcha suave y eficiente en cada uno de ellos; esto puede simularse en un pie protésico mediante una correcta articulación de tobillo y el empleo de un material capaz de comprimirse, absorber el golpe y devolverlo en energía para continuar el movimiento de la extremidad. Entre los tipos de pie hay diseños sencillos, generalmente no articulados, fabricados con materiales elásticos; pies articulados que presentan respuesta dinámica pueden ser a su vez de un solo eje o de múltiples ejes, para mayor movimiento y seguridad en superficies irregulares; y pies inteligentes que contienen micropresensores y simulan el cambio de característica dependiendo del terreno, con lo cual se ahorra aún más energía. Con independencia del tipo de pie que se tenga en la prótesis, este debe proveer las siguientes funciones: simulación de la articulación, absorción de golpes, base estable de soporte de peso, simulación de músculo y apariencia cosmética agradable. La selección del tipo de pie protésico depende del nivel de actividad que realiza la persona amputada [35,37].

Figura 6. Adaptador pirámide: macho (izquierda) y hembra (derecha)



Alineación protésica

El término alineación corporal se refiere al acto de mantener una posición adecuada de los diferentes componentes del cuerpo, con el fin de distribuir adecuadamente el peso en cada extremidad inferior y así tener la línea de carga en el lugar correcto, gracias a lo cual se evitan esfuerzos.

La alineación protésica se define como la relación espacial entre los diferentes componentes de la prótesis y el paciente. Su importancia radica en que afecta la estabilidad, el confort y el patrón de marcha que se le provee al usuario [5]; permite la correcta distribución de carga que se transfiere entre el miembro residual y el suelo; sirve para equilibrar las fuerzas y los momentos que actúan sobre las articulaciones

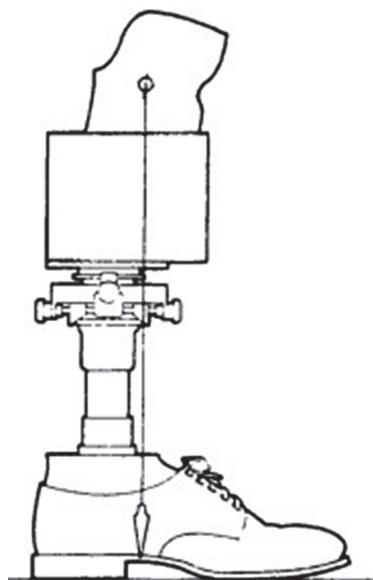
y los segmentos residuales del miembro inferior y el cuerpo; afecta directamente la posición de los segmentos óseos y, por lo tanto, el ángulo formado por los ejes anatómicos o mecánicos de dichos segmentos [17,39].

Mediante la alineación se regulan las relaciones espaciales dentro de la estructura de la prótesis. Las prótesis para la extremidad inferior están alineadas, en un intento de optimizar el equilibrio dinámico y la función biomecánica del usuario. El proceso de alineación tiene en cuenta el equilibrio estático y el equilibrio dinámico, en función de un proceso iterativo de optimización. Existen tres tipos de alineación de prótesis: de banco, estática y dinámica [4,11,40,41].

La alineación de banco es el proceso que se realiza durante el ensamblaje de los diferentes componentes protésicos, su objetivo es ubicar estos dentro de una gama prevista de ajustes que son necesarios para “optimizar” la alineación de la prótesis tanto estática como dinámicamente. El proceso empieza con la alineación del encaje con respecto al pie. Estos componentes se sujetan los unos a los otros, de forma que:

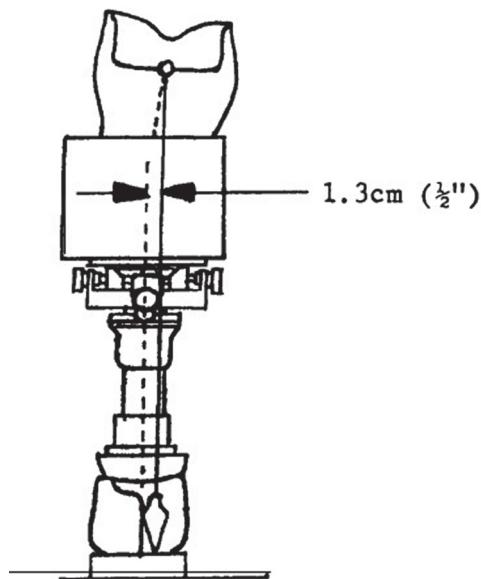
- El encaje quede flexionado 5°, aproximadamente.
- Una línea de plomada desde el centro del borde posterior caiga aproximadamente a 1,5 cm lateral al centro del talón (figura 7).
- Una línea de plomada, desde el centro anteroposterior, caiga un poco por delante del borde anterior del talón del zapato (figura 8) [42].

Figura 7. Alineación en banco la prótesis transtibial, ubicación del pie con respecto al encaje en el plano sagital



Fuente: [42].

Figura 8. Alineación en banco de la prótesis transtibial, ubicación del pie con respecto al encaje en el plano frontal



Fuente: [42].

La alineación estática se realiza con el paciente y su prótesis al adoptar una posición bípeda. En esta parte del proceso lo que se evalúa es la relación de la prótesis con la extremidad amputada, la extremidad sana y el resto del cuerpo, teniendo en cuenta el efecto de la carga y la gravedad en una posición estática, así como los factores anatómicos y biomecánicos presentes. El objetivo de esta alineación es proporcionar la altura y la orientación correctas de la prótesis para que el amputado pueda soportar su peso mientras está de pie, con un nivel de pelvis adecuado, mantener el equilibrio, tener igualdad entre los miembros ipsilateral y contralateral, y con una adecuada distribución de peso en la superficie plantar del pie protésico.

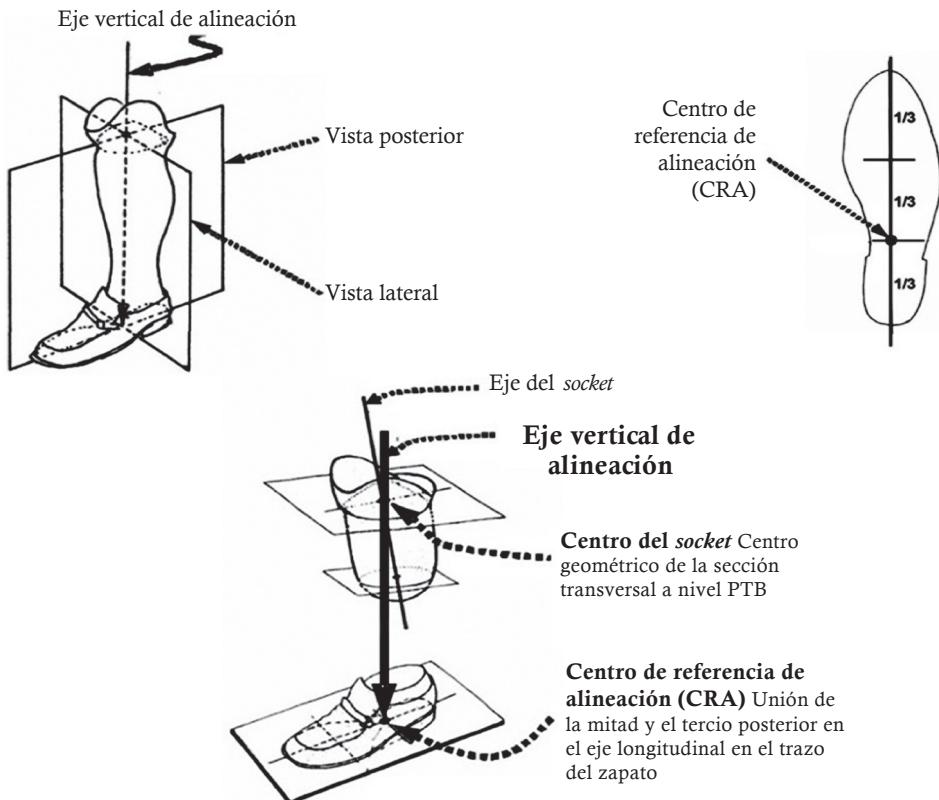
En la alineación dinámica se evalúa el efecto de los factores anteriormente mencionados durante las diferentes fases de la marcha. Por lo general, esta alineación se realiza durante la observación del patrón de marcha en una vista lateral y frontal. Idealmente, se debe observar una marcha con un patrón armónico y simétrico, sin cambios bruscos de los diferentes segmentos corporales entre una fase y la siguiente, y que además haya simetría en la longitud y el ancho de paso. Se realizan ajustes iterativos sobre la base de las observaciones de la marcha del paciente.

En la figura 9 se muestran los parámetros generales que se tienen en cuenta en la alineación de una prótesis.

Parámetros de alineación

Existen dos mediciones básicas para conocer la alineación postural en una persona: la distribución de presión plantar y la posición de la vertical gravitatoria. Estas dos características se ven afectadas directamente por los ángulos articulares que presenten los miembros inferiores [11,39].

Figura 9. Alineación de una prótesis transtibial. Se dan referencias de ubicación de los componentes



Fuente: adaptado de [43].

Bipedestación

Esta posición se presenta cuando el cuerpo se mantiene sobre los dos pies y la columna vertebral se encuentra vertical, erguida sobre su base, formada por la cintura pélvica alineada en el mismo plano con las extremidades inferiores y con la cabeza como prolongación de la columna cervical [44,45]. La bipedestación estática se puede definir como la capacidad que tiene el ser humano para mantenerse erecto en reposo sobre sus extremidades inferiores, función que le permite conservar el equilibrio sobre una o las dos extremidades inferiores. La función estática exige para su desarrollo:

una posición adecuada de los diferentes segmentos del cuerpo, como resultado de la intervención activa de la musculatura (reflejo de colocación); alineación de estos segmentos para que no se plieguen sobre sí mismos por el efecto de la gravedad (relación tónica de sostén) y presencia de un sistema de equilibrio [44,45]. En la figura 10 se muestra esta posición.

Figura 10. Posición de bipedestación estática*



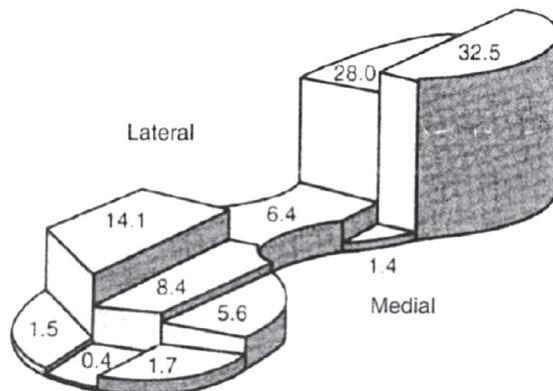
Fuente: [44].

* Presenta una alineación del vector de peso corporal (línea vertical) entre el canal del oído en la cabeza y la parte anterior del tobillo. Pasa un poco por delante de la columna torácica, justo por delante de la rodilla y apenas por detrás de la cadera.

Distribución de presión plantar

En posición de bipedestación en reposo la distribución de las cargas en la superficie de la planta de cada pie es dictada por la anatomía, la postura y el equilibrio. En estudios realizados se ha encontrado que la presión plantar en sujetos descalzos en bipedestación tiene la siguiente distribución de la carga en el pie: 60% en talón, 8% medio pie, 28% antepié y 4% dedos [45] (véase figura 11); en amputados esta distribución también se ve afectada por las limitaciones impuestas por la amputación y la colocación de la prótesis.

Figura 11. Distribución promedio regional del peso expresado como un porcentaje de la carga total soportada por el pie en bipedestación y descalzo*



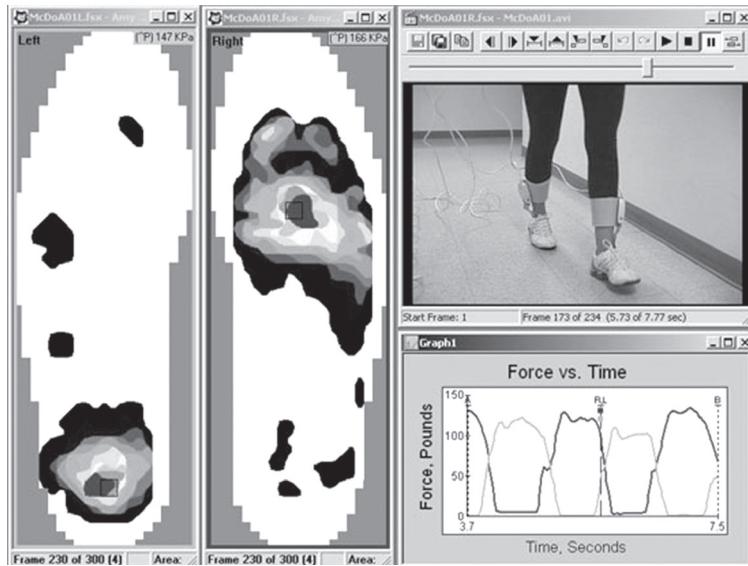
Fuente: [45].

*Más del 60% del peso se distribuye en el retropié, el 8% en el mediopié y un 28% en el antepié. Los dedos tienen una pequeña implicación en el proceso de puesta en carga [45]

Este parámetro cinemático puede indicar la confianza o las molestias de los pacientes amputados al utilizar la prótesis, ya que el patrón de carga bajo el pie protésico refleja las características de alineación de los componentes, pues interviene en la localización del centro de presión sobre la superficie plantar, tanto del pie protésico como del natural; en este último debido a la presencia de un mecanismo de compensación [13]. El incremento en la carga vertical en el lado no amputado, no solo está relacionado con la diferencia entre el peso de la prótesis y el peso del segmento anatómico, sino también con la alineación de la prótesis [18,46,47]; los ajustes realizados en alineación hacen que el centro de presión se desplace [20,48].

Para la medición de distribución de fuerzas plantares se utilizan plataformas de fuerza, dispositivos capaces de medir los componentes ortogonales de la fuerza de reacción del piso bajo cada pie [49]. En la figura 12 se muestra una fotografía de un sistema de medición de distribución de fuerza plantar, así como los datos gráficos arrojados en una medición.

Figura 12. Medición de distribución de fuerzas plantares haciendo uso del sistema de la marca Tekscan®



Fuente: [50].

Posición de la vertical gravitatoria

En bipedestación estática el centro de gravedad (CG) o punto donde actúa la resultante de todas las fuerzas que inciden simultáneamente en un cuerpo, incluida la gravedad, queda dentro del área que constituye la base de sustentación. Así, el cuerpo se encuentra en equilibrio. Como se mencionó y se mostró en la figura 10, se presenta una línea vertical proyectada con respecto al centro de gravedad, que se sitúa en determinados puntos anatómicos que van desde el pie hasta la cabeza [51,52]. La posición de los segmentos óseos y el ángulo que describen alteran el trayecto descrito por la vertical gravitatoria. En amputados otro factor incidente en la ubicación de la vertical gravitatoria es la alineación de la prótesis: al variar la ubicación de sus elementos los ángulos de las articulaciones, tanto del lado ipsilateral como del contralateral, se ven afectados; por ejemplo, al incrementar la altura del tacón el ángulo de flexión de la rodilla aumenta y al disminuirla la rodilla tiende a hiperextenderse [53]. La variación en la posición del pie (dorsiflexión y plantiflexión) influye en la posición de la línea de carga, alterando los ángulos de rodilla y cadera así como la posición del tronco [51].

La medición de ángulos de los segmentos articulares se denomina goniometría y se realiza con un goniómetro, artefacto que puede ser análogo o digital. El goniómetro análogo consta de un semicírculo graduado tipo transportador y un brazo móvil que tiene un índice señalador de ángulo y que gira teniendo como eje el centro del semicírculo. En la figura 13, parte A se puede observar el goniómetro análogo marca Baseline®, referencia ISOM 360 [54]. El goniómetro digital es un dispositivo electró-

nico que puede utilizar diferentes tecnologías para la medición de ángulos y muestra los valores medidos en una pantalla del equipo medidor o de un computador. La figura 13 parte B es una fotografía de los goniómetros Twin Axis SG5 distribuidos por Biometrics Ltda.® [55].

Figura 13. Fotos de goniómetros, dispositivos utilizados para medir ángulos.

- A. Goniómetro analógico marca Baseline ®, referencia ISOM 360.
- B. Goniómetro digital marca Biometrics ®, referencia Twin Axis SG5



A. Goniómetro analógico



B. Goniómetro digital

Fuente: [54, 55].

Marcha humana

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Más específicamente, puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas variaciones en la marcha de un individuo a otro, estas variaciones son contempladas dentro de las características [53].

Para esto se debe tener presente que el ciclo de la marcha comienza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo, definidos como que una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no hace contacto con este (figura 14).

Figura 14. Fases de la marcha

15% Doble apoyo	30% Apoyo sencillo				15% Doble apoyo	40% Balanceo		
Contacto talón	Apoyo plantar	Apoyo medio	Despegue de talón	Despegue de dedos	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal	
Despegue de dedos	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal	Contacto talón	Apoyo plantar	Apoyo medio	Despegue de talón	

Fuente: [54].

Fase de apoyo

El apoyo sencillo se refiere al periodo cuando solo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60 % del ciclo.
2. Fase de balanceo: 40 % del ciclo.
3. Doble apoyo: 20 % del ciclo.

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La disminución del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha [53].

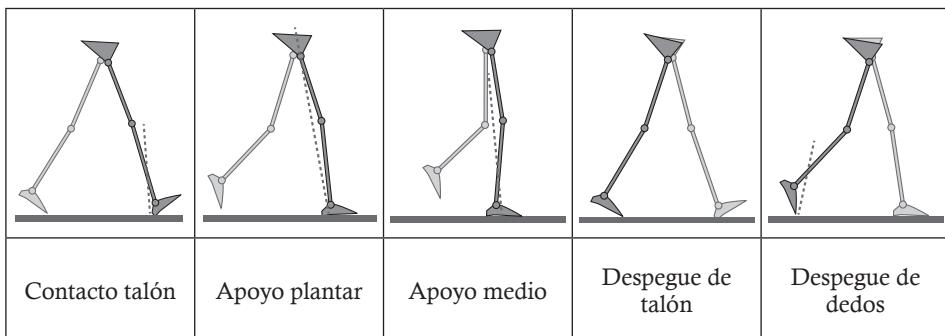
Subdivisión de la fase de apoyo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie [54].

El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. La elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue del talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos (figura 15).

Figura 15. Subfases de la fase de apoyo



Fuente: [54].

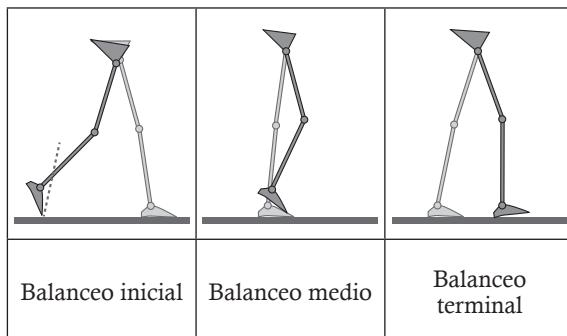
Fase de balanceo

Como se explicó, la fase de balanceo se presenta cuando el pie no contacta en ningún punto la superficie de apoyo. Esta fase se encarga de levantar el pie del suelo, mover el segmento de miembro inferior y prepararlo para regresar a la fase de apoyo.

Subdivisiones de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos, designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como periodo de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna y se mueve hacia delante de esta, ya que se encuentra en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo se caracteriza por la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo [54] (figura 16).

Figura 16. Posición de las articulaciones durante la fase de balanceo



Fuente: [54].

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La disminución del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha; puede considerarse como la diferencia entre caminar y correr [53].

La marcha se describe mediante parámetros espaciales. Si alguno de estos parámetros varía, ello indica que el patrón de la marcha está fuera de lo normal. Los parámetros se encuentran agrupados en temporales, espaciotemporales, cinéticos y cinemáticos. Sin embargo, los parámetros cambian de un sujeto a otro, pero los análisis de dichos parámetros permiten la evaluación del movimiento humano y la identificación de deficiencias [55].

Parámetros de la marcha

Un patrón de marcha humana puede ser caracterizado con diferentes tipos de parámetros, algunos básicos y otros de mayor complejidad. De la forma más básica, la marcha se describe mediante parámetros espaciales, temporales, espaciotemporales, cinéticos y cinemáticos. Dichos parámetros varían entre sujetos y también en el mismo sujeto; resultan ser representativos de una persona cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha se mantienen constantes, pero se ven modificados por factores como la talla, la edad, patologías o trastornos locomotores. Sus resultados facilitan la relación de los datos obtenidos durante el proceso de evaluación del movimiento corporal humano y la identificación de deficiencias corporales que inciden en la marcha y limitaciones en la actividad [56].

Parámetros espaciales

Los principales parámetros espaciales que se tienen en cuenta en la marcha se describen a continuación:

- Longitud de zancada: distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad [56].

- Longitud de paso: distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral (40 cm aproximadamente, aunque depende de la estatura del individuo).
- Ancho de paso o amplitud de base: la distancia entre ambos pies, generalmente entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación y equivale de 5 a 10 cm, relacionada directamente con la estabilidad y el equilibrio. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.
- Altura del paso: el movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 cm al paso, con lo cual se evita el arrastre de los pies.
- Ángulo del paso o ángulo de la marcha: se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión (línea de dirección de la marcha); normalmente está entre 5 y 8°.

Parámetros temporales

En el estudio de la marcha se han establecido los parámetros temporales que se explican a continuación:

- Apoyo: porcentaje del ciclo total de la marcha durante el cual el cuerpo se encuentra apoyado sobre una sola pierna.
- Balanceo: porcentaje del ciclo de la marcha durante el cual la extremidad inferior permanece en el aire y avanza hacia adelante.
- Doble apoyo: porcentaje del ciclo de la marcha en el cual ambos pies contactan el suelo.
- Periodo de zancada: lapso en el que el transcurren dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie, generalmente entre dos contactos iniciales de la misma extremidad inferior.
- Periodo de soporte o apoyo: el tiempo que transcurre desde que el pie hace contacto con el suelo hasta el momento de despegue de los dedos del mismo pie.
- Periodo de balaceo: es el tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos hasta el punto de contacto inicial de un mismo pie.
- Cadencia: es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. La frecuencia determina el ritmo y la rapidez de la marcha.

Parámetros espaciotemporales

Los siguientes son los parámetros espaciotemporales establecidos en el estudio de la marcha.

- Velocidad: es la relación de la distancia recorrida en dirección de la marcha por unidad de tiempo (velocidad = distancia/tiempo).

- Velocidad de balanceo: tiempo en que se demora un miembro inferior desde la aceleración inicial hasta el siguiente paso.
- Velocidad media: producto de la cadencia por la longitud de la zancada expresada en m/s.
- Cadencia o ritmo del paso: se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo en particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más bajos dan pasos más rápidos. Puede situarse entre 90 y 120 pasos/min.

Diversos autores han reportado la medición de varios de los parámetros de la marcha, siendo los más frecuentes la velocidad, la longitud de paso y la longitud de zancada. Sin embargo, en los últimos veinte años ha tomado fuerza la evaluación de los parámetros cinemáticos reportados por Perry, haciendo de los laboratorios de marcha una herramienta para la evaluación de la movilidad articular de cadera, rodilla y tobillo, contra el porcentaje de intervalo del ciclo total de la marcha en una zancada [57,58].

Marcha del amputado transtibial

En el caso de la marcha protésica el estudio de los parámetros cinemáticos y cinéticos es de gran relevancia, dado que la alineación de la prótesis contribuye notoriamente a alcanzar un patrón de marcha cercano al normal, pues la marcha ocasiona un gasto energético y cada persona tiende a adoptar el tipo de marcha más eficiente para su estructura particular, con el menor gasto energético posible. Durante la marcha en el apoyo doble, el centro de gravedad (COG) se encuentra en su punto más bajo, en tanto que en los períodos de apoyo sencillo alcanza su punto más alto. Cuando el centro de gravedad se eleva va aumentando la energía potencial almacenada, la cual alcanza su valor máximo en el momento de mayor elevación. Cuando desciende, va transformándose en energía cinética, la cual es máxima en el punto más bajo y es empleada para impulsar el cuerpo hacia delante, mientras se va transformando de nuevo en energía potencial [59].

Al tratar de disminuir el consumo energético, el individuo adopta mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha, a través de transferencias de energía y la reducción del desplazamiento del centro de gravedad. Para reducir el desplazamiento del COG el organismo cuenta con unos factores biomecánicos esqueléticos que intervienen para hacer que su trayectoria sea menos amplia. Los factores biomecánicos que reducen y suavizan los desplazamientos verticales del COG son:

- La rotación de la pelvis
- El descenso de la pelvis hacia el lado oscilante
- La flexión de rodilla en el lado del apoyo
- Los movimientos coordinados de rodilla, tobillo y pie.

En el paciente protésico estos movimientos se hacen más evidentes cuando intenta compensar con el pie sano los movimientos realizados con el pie protésico; estos mecanismos se denominan desviaciones de la marcha. En el amputado transtibial una buena alineación estática garantiza que el sujeto tenga marcha apropiada.

En la Tabla 2 se presentan las desviaciones de la marcha producidas por la desalineación protésica.

Tabla 2. Desviaciones de la marcha del amputado transtibial

Fase	Meta	Causa	Desviación
Contacto inicial (plano sagital)	Mantener la rodilla flexionada entre 5 y 10° de flexión. La longitud del paso es simétrica.	La suspensión dañada no mantiene la rodilla entre 5 y 10° de flexión	Rodilla excesivamente extendida
		Pie muy anterior	
		Preflexión en el <i>socket</i>	
		Suspensión dañada (mantiene la rodilla mayor a 10° de flexión)	Rodilla excesivamente flexionada
		Possible flexión contractura	
		Suspensión dañada (limita el rango de movimiento de la rodilla)	Longitud de paso desigual
		Patrón de marcha pobre	
Apoyo plantar	Flexionar la rodilla suavemente hasta aproximadamente 20°. Aproximadamente 3/8 de compresión del talón. No hay pistoneo	Debilidad de cuádriceps	La flexión de la rodilla no es suave o controlada
		Pie posterior	La flexión de rodilla es abrupta e incontrolada
		Socket muy flexionado	
		Pie en excesiva dorsiflexión	
		El talón del zapato está muy alto	
		El zapato no permite que la cuña del talón amortigüe lo suficiente	

Fase	Meta	Causa	Desviación
Apoyo plantar	Flexionar la rodilla suavemente hasta aproximadamente 20°. Aproximadamente 3/8 de compresión del talón. No hay pistoneo	Pie muy anterior	La rodilla se mantiene extendida
		Insuficiente flexión del <i>socket</i>	
		Pie en plantiflexión	
		Talón del pie demasiado suave	
		El talón del zapato está muy bajo	
		Excesivo uso de extensores de rodilla	
		Suspensión dañada	
		No hay suficiente soporte para la descarga patelar	
Apoyo medio	Prótesis vertical <i>socket</i> desplazado 5 cm. Base de sustentación entre 5 y 10 cm. Evitar el excesivo movimiento del tronco	Aducción en el <i>socket</i>	La prótesis muy medial
		El pie muy afuera	
		No tiene suficiente aducción en el <i>socket</i>	La prótesis muy lateral
		El pie muy adentro	
		Pie relativamente afuera	No hay varus
		El pie adentro	Excesivo varus
		El <i>socket</i> esta flojo, hay juego	
		Disminuye la base de sustentación	Entre 5 y 10 cm
		El pie muy afuera	Más de 10 cm
		Prótesis muy corta	Movimiento de la pelvis menor a 5°
		Dolor en el muñón	
		El paciente se inclina lateralmente	
		Prótesis muy larga	

Fase	Meta	Causa	Desviación
Apoyo terminal		El brazo de palanca de los dedos de los pies es demasiado corto, debido a la excesiva posición posterior del pie.	La rodilla se mantiene hiperextendida
		El pie puede estar en excesiva dorsiflexión.	
		El <i>socket</i> puede tener mucha flexión.	
		El brazo de palanca de los dedos de los pies es demasiado largo, debido a la excesiva posición anterior del pie.	
		El pie puede estar en excesiva plantiflexión.	
		El <i>socket</i> puede tener poca flexión.	
Balanceo inicial	Transferir suavemente el peso del cuerpo a la pierna sana. El <i>socket</i> debe estar suspendido adecuadamente.	Pie posterior.	
		Pie en dorsiflexión.	
		Excesiva flexión del <i>socket</i> .	
		La suspensión supracondilea está suelta	
		El paciente usa demasiadas medias	
Balanceo	No zapateo lateral ni medial	Las correas de sujeción no están alineadas	
		<i>Socket</i> de la prótesis rota medial y lateral con respecto a la línea de progresión	El pie zapatea medial o lateral durante el balanceo inicial
		La prótesis está muy larga	
		La suspensión falla	
		La flexión de la rodilla puede ser limitada por el <i>socket</i> o sistema de suspensión	El pie protésico toca el piso durante el balanceo
		Debilidad muscular o falta de entrenamiento en la marcha	

Fuente: [57].

Construcción de bases de datos

En el Servicio de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central se realizó un estudio descriptivo transversal, con componente observacional, para la medición de variables biomecánicas. Las personas involucradas en el estudio son pacientes amputados transtibiales debido a trauma por minas antipersona, todos hombres con amputación transtibial unilateral, edades que oscilan entre veintinueve y cuarenta años, uso adecuado de prótesis por más de un año y rehabilitación exitosa, es decir, no requieren elementos adicionales a la prótesis para mantener el equilibrio y realizar la marcha. El tipo de prótesis que utilizan es con sistema de suspensión por *liner* y lanzadera, y pie de alta actividad en fibra de carbono. Todos aceptaron y firmaron el consentimiento informado (anexo 1).

El estudio se dividió en dos partes, una estática y otra dinámica. En la estática se obtuvieron los datos de sujetos en posición bipedestada estática. En la parte dinámica los sujetos debieron realizar marcha normal sobre superficie plana.

Los criterios de inclusión de un sujeto dentro del estudio fueron la aceptación y firma del consentimiento informado, paciente con edad entre veinte y cuarenta años, sexo masculino, amputado transtibial unilateral, usuario de prótesis con sistema de suspensión por *liner* y lanzadera, y pie de alta actividad en fibra de carbono. Marcha independiente.

El criterio de exclusión de los sujetos fue la presencia de alteraciones musculoesqueléticas o neurológicas en las otras extremidades, alteraciones sensoriales o cognitivas, lesiones en piel, alteraciones en marcha secundarias por dolor, uso de ayudas externas para la marcha, alteraciones articulares en otros segmentos corporales en miembros inferiores.

Con el objeto de suprimir amenazas en la validez de los resultados se realizó una revisión de las historias clínicas para garantizar la adecuada selección de los pacientes. Dicha selección fue corroborada por el médico experto en prótesis, quien trabaja en la unidad de Servicios de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central.

Para reducir el error en las mediciones y estandarizar el procedimiento de medición se estableció un protocolo de medición para cada parte: protocolo para estática y protocolo para dinámica. Los instrumentos utilizados son equipos comerciales que garantizan un mínimo error de medición; en el caso de los goniómetros la precisión es de $\pm 2^\circ$ medidos sobre un rango de $\pm 90^\circ$ [55] y en las plantillas de $\pm 2,4\%$

[58]. La medición de rangos articulares se realizó con el Sistema de Laboratorio de Adquisición de Datos tipo No. LS900 de la empresa Biometrics Ltd®, que consta de goniómetros digitales de doble eje serie SG, un sistema de adquisición de datos (referencia DLK900), software de adquisición y tratamiento de señales DataLINK DLK900 versión software 5.0 [55]. La medición de fuerza plantar se realizó con el sistema Pedar®; son plantillas que permiten obtener información de la fuerza que interactúa entre el pie y la suela del zapato, así como la medición de la distribución de la fuerza de contacto y la ubicación del centro de presión (COP). Este sistema consta de 198 sensores capacitivos (99 en cada plantilla), software y sistema de visualización; es producido por la empresa Novel [59].

El plan de recolección de los datos se realizó en las siguientes fases:

- Reclutamiento y verificación de la elegibilidad de los candidatos: se realizó una revisión exhaustiva de las historias clínicas que se encuentran en el Servicio de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central y se seleccionaron los candidatos que cumplen con los criterios expuestos. Los sujetos seleccionados fueron evaluados por un médico antes de iniciar la toma de datos. Se hizo énfasis en las extremidades inferiores para que cumplieran con los requisitos de inclusión mencionados.
- Explicaciones para el candidato: se explicó al paciente en qué consiste el estudio y las mediciones que se van realizar y se respondieron todas las inquietudes.
- Consentimiento informado: después de recibir información por parte del investigador sobre los beneficios y los riesgos del estudio, el paciente que va a participar en el estudio firma el documento de consentimiento informado.
- Inscripción en el estudio: se solicitaron datos básicos para la inscripción del paciente en el estudio.
- Realización de las mediciones: para la medición de rangos articulares se ubicaron los goniómetros digitales en cadera, rodilla y tobillo de la extremidad inferior no amputada, y en cadera, rodilla y tobillo de la extremidad amputada. Para la medición de distribución plantar de fuerzas al paciente se le colocaron los sensores de medición de distribución de fuerza (plantillas) en el interior del zapato. La validación del ángulo adoptado por el encaje se hizo con la ubicación de goniómetros entre el encaje y el pilón. Simultáneamente se realizaron las mediciones de los parámetros.

Estudio estático

El propósito del estudio estático fue observar el comportamiento de variables biomecánicas al realizar variación angular del *socket*. Por ello se realizó flexión y extensión del *socket* cada 2°, es decir, se hizo variación en flexión de 2, 4 y 6° y extensión en los mismos grados. En cada ubicación del *socket* se realizó medición de rangos articulares de segmentos corporales de miembro inferior, COP en cada pie y distribución de peso corporal también en cada pie.

Las personas involucradas en el estudio fueron pacientes que cumplen los criterios de inclusión mencionados. El muestreo utilizado fue por conveniencia, ya que los sujetos son pacientes que consultan el Servicio de Amputados y Prótesis del Hospital Militar Central durante un periodo de tres meses. El número de participantes en el estudio estático fue siete, correspondiente al 10% de los pacientes nuevos por año que acuden al servicio.

En el estudio estático se definieron variables que permiten establecer las relaciones entre la ubicación del *socket* y los parámetros cinemáticos presentes en bipedestación; estas variables se definen en la tabla 3. Se utilizó un instrumento de recolección de información (anexo 2). El proyecto se basa en la realización de buenas prácticas clínicas (anexo 3).

Tabla 3. Variables establecidas para realizar el estudio de variación de rangos articulares y ubicación del COP *versus* ubicación angular del *socket*

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Número de identificación	Número que identifica a un individuo en una nación	Número de identificación personal en la historia clínica	Número de identificación	Ordinal
Edad	Tiempo cronológico medido en años de una persona	Edad en años cumplidos al momento del procedimiento	Edad en años	Discreta
Talla	Estatura medida en metros de una persona	Estatura en metros al momento del procedimiento	Estatura en metros	Continua
Peso	Valor de peso medido en kilogramos de una persona	Peso en kilogramos al momento del procedimiento	Peso en kilogramos	Continua
Tiempo de amputación	Número de años siendo amputado protésico	Número de años desde la amputación	Años de amputación	Discreta

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Posición del socket	Ubicación angular del <i>socket</i> de la prótesis	Ángulo que indica la ubicación del socket	Ángulo de posición del <i>socket</i>	Continua
Ángulo de cadera (CNA)	Posición angular de la cadera de la pierna no amputada	Grados de la posición de la cadera	Grados de la cadera	Continua
Ángulo de rodilla (RNA)	Posición angular de la rodilla de la pierna no amputada	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla	Continua
Ángulo de tobillo (TNA)	Posición angular del tobillo de la pierna no amputada	Grados de la posición del tobillo	Grados del tobillo	Continua
Ángulo de cadera (CA)	Posición angular de la cadera de la pierna amputada	Grados de la posición de la cadera	Grados de la cadera	Continua
Ángulo de rodilla (RA)	Posición angular de la rodilla de la pierna amputada	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla	Continua
Ángulo de tobillo (TA)	Posición angular del tobillo de la pierna amputada	Grados de la posición del tobillo	Grados del tobillo	Continua
COP NA XNA YNA	Ubicación del centro de presión en la pierna no amputada	Coordenadas (x,y) del COP	COP NA ejes medial-lateral y anteroposterior	Continua
COP A XA YA	Ubicación del centro de presión en la pierna amputada	Coordenadas (x,y) del COP	COP A ejes medial-lateral y anteroposterior	Continua

El valor promedio de edad, masa corporal y talla del grupo de amputados fue: edad 33,29 años, con rango 29-40 años y desviación estándar 3,77 años; masa 71,43 kg, con rango 65-76 kg y desviación estándar 4,58 kg; talla 1,71 m, con rango 1,6-1,76 m y desviación estándar 0,054 m. En la tabla 4 se relacionan los sujetos involucrados en el estudio.

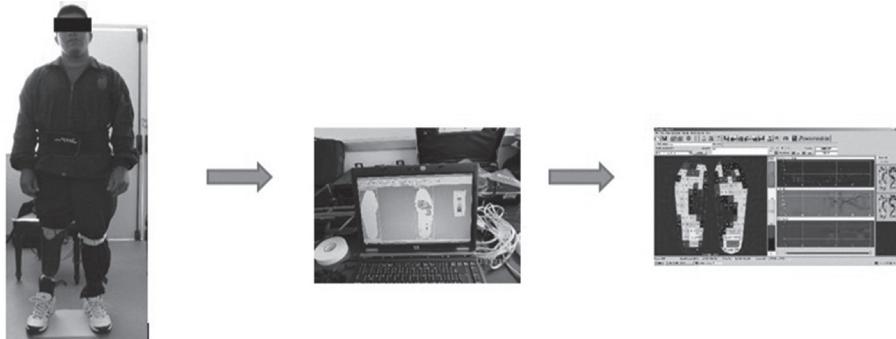
Tabla 4. Relación de los sujetos participantes en la investigación estática

Sujeto	Lado amputado	Masa (kg)	Estatura (m)	Edad (años)
S1	Derecho	67	1,70	30
S2	Izquierdo	75	1,74	29
S3	Izquierdo	74	1,70	31
S4	Izquierdo	65	1,60	35
S5	Izquierdo	75	1,76	33
S6	Izquierdo	68	1,73	40
S7	Derecho	76	1,75	35

Para realizar las mediciones, el sistema se instaló en el Hospital Militar Central (Bogotá, Colombia). La configuración se muestra en la figura 17. El estudio fue desarrollado utilizando guías 2D para controlar la posición de los pies y de bipedestación durante la toma de muestras. Las guías ponen los pies del sujeto con puntos medios del talón a 150 mm de distancia y con un ángulo de progresión de 8°. Al inicio de cada sesión se realizó un procedimiento de calibración utilizando la guía 2D.

Como se mencionó, los sujetos seleccionados fueron evaluados por un médico antes de iniciar la toma de datos. Se hizo énfasis en las extremidades inferiores para que cumplieran con los requisitos de inclusión mencionados. Se informó e instruyó sobre la forma de realizar las mediciones. Dependiendo de las medidas antropométricas del pie de cada paciente, se seleccionaron las plantillas y se le pusieron dentro del propio zapato. Se pidió al paciente estar en posición de bipedestación estática y lo más uniformemente posible durante quince segundos, para registrar las presiones (figura 17). Durante el periodo de registro, el paciente debía ver una pared blanca que se encontraba frente a él. Se tuvo cuidado para asegurar que el paciente permaneciera en ángulo recto hacia adelante, sin distracciones visuales. Se tomaron tres medidas a cada sujeto.

Figura 17. Configuración del sistema para realizar las mediciones de rangos articulares y presión plantar en personas amputadas por minas antipersona

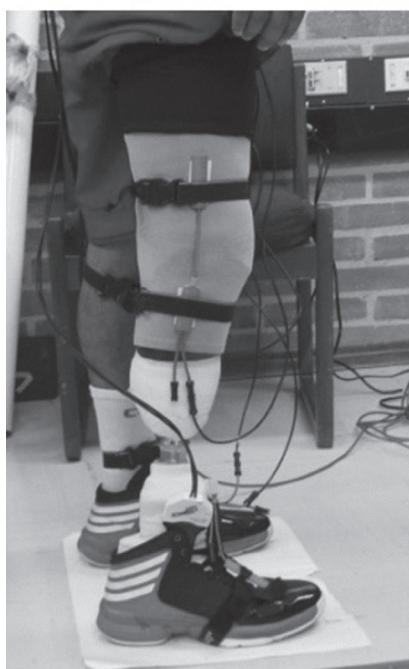


Se estableció el siguiente protocolo para realizar las mediciones:

1. Ubicación de los goniómetros en plano sagital para medir cada articulación; la figura 18 muestra la forma de ubicación de los goniómetros.
2. Ubicación de las plantillas dentro de cada zapato.
3. Se solicita al paciente posicionarse sobre la guía 2D.
4. El paciente debe estar mirando al frente, con los ojos abiertos, estático durante diez segundos y realizar las mediciones (posición de medición).
5. Realizar calibración de instrumentos.
6. El paciente debe estar mirando al frente, con los ojos abiertos, estático durante diez segundos y realizar las mediciones (posición de medición).
7. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 2° en flexión.
8. Posición de medición
9. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 4° en flexión.
10. Posición de medición
11. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 6° en flexión.
12. Posición de medición
13. Se realiza alineación del *socket*, posición cero.
14. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 2° en extensión.
15. Posición de medición
16. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 2° en extensión.
17. Posición de medición
18. Se realiza variación de la posición del *socket*, llevándolo 6° en extensión.

19. Posición de medición
20. Se realiza alineación del *socket*, posición cero.

Figura 18. Ubicación de los goniómetros para realizar la medición de los rangos articulares



Los datos fueron explorados por los valores atípicos intrasujetos, haciendo uso del *software* para estadística SPSS®. La variable independiente fue la ubicación del *socket*; las dependientes: los ángulos en cada articulación de los miembros inferiores, la distribución de fuerzas sobre cada pie y la ubicación del centro de presión (COP) en la planta de cada pie. Los datos se resumieron mediante la media y se utilizaron análisis estadísticos para investigar la variabilidad de los ángulos y la ubicación del COP en cada uno de los sujetos analizados en relación con la ubicación del *socket*.

Estudio dinámico

A partir de que existen tres tipos de alineación: la de banco, la estática y la dinámica, y que las dos primeras son las que garantizan menores ajustes en la alineación dinámica, con el fin de producir un patrón normal en la marcha [52] se analizó la marcha del amputado a partir de la adecuada alineación estática.

Medición de la movilidad articular de cadera, rodilla y tobillo durante la marcha protésica

Las personas involucradas en el estudio son tres pacientes amputados transtibiales debido a trauma por minas antipersona, todos hombres con amputación transtibial unilateral, con edades que oscilan entre 20 y 35 años, dos de ellos con uso adecuado de prótesis por más de un año, con adaptación adecuada, y uno con una prótesis de prueba, con el fin de analizar los efectos producidos por la desalineación de esta. El tipo de prótesis que utilizan tiene sistema de suspensión por *liner* y *pin* y pie de alta actividad en fibra de carbono. Todos aceptaron y firmaron el consentimiento informado (anexo 1).

Las variables evaluadas durante este estudio se reflejan en la tabla 5.

Tabla 5. Variables establecidas para realizar el estudio de variación de rangos articulares

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Número de identificación	Número que identifica a un individuo en una nación	Número de identificación personal en la historia clínica	Número de identificación	Ordinal
Edad	Tiempo cronológico medido en años de una persona	Edad en años cumplidos al momento del procedimiento	Edad en años	Discreta
Talla	Estatura medida en metros de una persona	Estatura en metros al momento del procedimiento	Estatura en metros	Continua
Peso	Valor de peso medido en kilogramos de una persona	Peso en kilogramos al momento del procedimiento	Peso en kilogramos	Continua
Tiempo de amputación	Número de años siendo amputado protésico	Número de años desde la amputación	Años de amputación	Discreta

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Operatividad	Tipo de variable
Ángulo de cadera NA	Posición angular de la cadera de la pierna no amputada	Grados de la posición de la cadera	Grados de la cadera	Continua
Ángulo de rodilla NA	Posición angular de la rodilla de la pierna no amputada	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla	Continua
Ángulo de tobillo NA	Posición angular del tobillo de la pierna no amputada	Grados de la posición del tobillo	Grados del tobillo	Continua
Ángulo de cadera A	Posición angular de la cadera de la pierna amputada	Grados de la posición de la cadera	Grados de la cadera	Continua
Ángulo de rodilla A	Posición angular de la rodilla de la pierna amputada	Grados de la posición de la rodilla	Grados de la rodilla	Continua
Ángulo de tobillo A	Posición angular del tobillo de la pierna amputada	Grados de la posición del tobillo	Grados del tobillo	Continua

El valor promedio de edad, peso y altura del grupo de amputados fue 27,5 años, con rango 20-35 años y desviación estándar 7,5 años; masa 70,5 kg, con rango 65-76 kg y desviación estándar 5,5 kg; talla 1,69 m, con rango 1,6-1,78 m y desviación estándar 0,09 m.

Para realizar las mediciones el sistema se instaló en el Hospital Militar Central (Bogotá, Colombia). La medición de rangos articulares se hizo con el Sistema de Laboratorio de Adquisición de Datos tipo No. LS900, de la empresa Biometrics Ltda.® (Cwmfelinfach, Gwent, Reino Unido, 2005), que consta de goniómetros digitales de doble eje serie SG, un sistema de adquisición de datos (referencia DLK900), del software de adquisición y tratamiento de señales DataLINK DLK900 versión software 5.0.

Los sujetos seleccionados fueron evaluados por un médico antes de iniciar la toma de datos. Se hizo énfasis en las extremidades inferiores, para que cumplieran con los requisitos de inclusión mencionados. Se informó y se intruyó sobre la forma de realizar las mediciones.

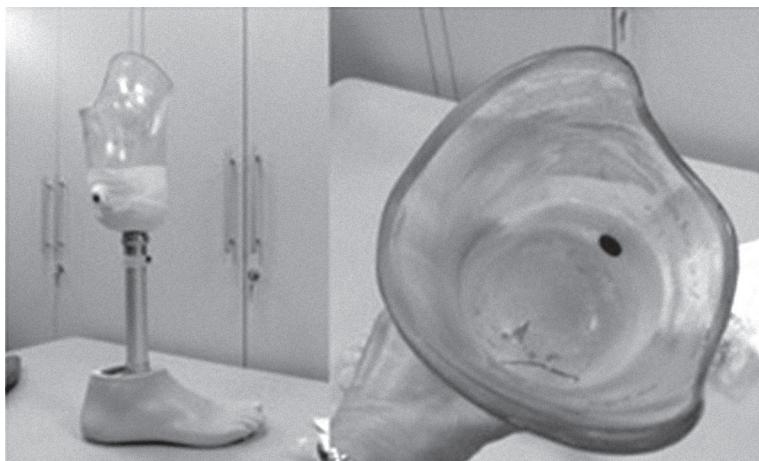
Para las mediciones se pidió a los sujetos que caminaran hasta completar cinco ciclos de marcha, con el fin de analizar el rango articular en el plano sagital del amputado transtibial con alineación adecuada. En la figura 19 se muestran dos de los sujetos participantes en el estudio con prótesis alineada y permanente, en tanto que en la figura 20 se muestra una prótesis de prueba, la cual que utilizaba el sujeto 3 durante el estudio.

Figura 19. Amputado con alineación adecuada



Los pacientes con prótesis adecuadas en examen observacional mostraban una marcha correcta para el amputado, mientras que aquellos con prótesis de prueba mostraban una marcha patológica, expresada en asimetría en la longitud del paso y marcha de Trendelenburg. En la figura 21 se observan los tres pacientes que participaron en las pruebas de la investigación.

Figura 20. Prótesis de prueba



Para realizar las mediciones se estableció el siguiente protocolo:

1. Ubicación de los goniómetros en plano sagital para medir cada articulación.
2. El paciente debe mirar al frente, con los ojos abiertos, estático durante 10 segundos.
3. Realizar calibración de instrumentos.
4. El paciente debe caminar dando cinco ciclos de marcha (mediciones continuas).
5. El paciente se detiene, debe estar mirando al frente, con los ojos abiertos, estático durante 10 segundos.
6. El paciente debe caminar dando cinco ciclos de marcha.
7. El paciente se detiene, debe estar mirando al frente, con los ojos abiertos, estático durante 10 segundos.

La ubicación de los sensores fue la misma utilizada para el análisis estático (figura 18). Los datos fueron explorados por los valores típicos intrasujetos, haciendo uso del *software* para estadística SPSS®, e intersujetos para comparar las variaciones entre los pacientes con alineación y aquellos con prótesis de prueba. Se analizaron los ángulos en cada articulación de los miembros inferiores en el plano sagital. Los datos se resumieron a través de la media y se utilizó el análisis de varianza (Anova) para investigar la variabilidad de los ángulos.

Figura 21. Pacientes amputados transtibiales. A la izquierda y en el centro los pacientes con prótesis adaptada y a la derecha un paciente con prótesis de prueba



Resultados

Análisis estudio estático

Una vez realizadas las mediciones de los sujetos involucrados se procedió a tabular los datos en tablas. Los datos obtenidos del sujeto 1 se muestran en la tabla 6, los del sujeto 2 en la tabla 7, los del sujeto 3 en la tabla 8, los del sujeto 4 en la tabla 9, los del sujeto 5 en la tabla 10, los del sujeto 6 en la tabla 11 y los del sujeto 7 en tabla 12. Así, cada tabla muestra los valores de rangos articulares y COP cuando el encaje se encuentra en alineación, en flexión (valores positivos) en 2, 4 y 6° y en extensión (valores negativos) también en 2, 4 y 6°. En las tablas se puede observar:

- Los valores de los ángulos de las articulaciones de las dos extremidades inferiores, cadera lado no amputado (CNA), rodilla lado no amputado (RNA), tobillo lado no amputado (TNA), cadera lado amputado (CDA), rodilla lado amputado (RDA), tobillo lado amputado (TBA).
- La ubicación de centro de presión (COP) sobre cada eje y bajo cada pie. XNA es la ubicación del COP en el eje medial-lateral del lado no amputado. YNA es la ubicación del COP en el eje anteroposterior del lado no amputado. XA es la ubicación del COP en el eje medial-lateral del lado amputado. YNA es la ubicación del COP en el eje anteroposterior del lado amputado.

Tabla 6. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 1

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	-1,339	0,1157	-1,6	-1,1
	-4	1,836	0,0998	1,6	2,0
	-2	2,379	0,1333	2,1	2,7
	0	-0,490	0,0551	-,6	-,3
	2	-0,962	0,1308	-1,2	-,7
	4	-1,858	0,0863	-2,0	-1,7
	6	-0,393	0,1001	-,6	-,2
RNA (°)	-6	3,784	0,1200	3,5	4,1
	-4	3,301	0,1156	3,1	3,5
	-2	2,909	0,1276	2,6	3,2
	0	-0,733	0,1506	-1,0	-,5
	2	1,457	0,1151	1,2	1,7
	4	2,200	0,1104	2,0	2,4
	6	1,081	0,1183	,8	1,3
TNA (°)	-6	6,313	0,1160	6,1	6,5
	-4	2,678	0,1571	2,4	3,1
	-2	2,997	0,1491	2,8	3,3
	0	-0,633	0,1217	-,9	-,5
	2	2,290	0,1068	2,1	2,5
	4	4,934	0,1200	4,7	5,1
	6	3,572	0,1018	3,4	3,8

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CDA (°)	-6	1,194	0,1028	1,0	1,4
	-4	-0,752	0,0976	-0,9	-0,6
	-2	-2,204	0,0559	-2,3	-2,1
	0	0,180	0,0981	0,1	0,4
	2	-0,012	0,0601	-0,1	0,1
	4	-0,250	0,0777	-0,4	-0,1
	6	-2,654	0,0738	-2,8	-2,5
RDA (°)	-6	-1,348	0,1053	-1,6	-1,1
	-4	-1,531	0,1038	-1,8	-1,3
	-2	-0,797	0,1053	-1,0	-0,6
	0	-0,403	0,1052	-0,6	-0,2
	2	3,841	0,1116	3,6	4,1
	4	8,116	0,0983	7,9	8,3
	6	7,257	0,1071	7,1	7,5
TBA (°)	-6	-0,236	0,1052	-0,4	-0,1
	-4	-1,145	0,0949	-1,3	-1,0
	-2	-0,752	0,2112	-1,1	-0,5
	0	-0,010	0,0614	-0,1	0,1
	2	0,704	0,1159	0,6	0,9
	4	1,345	0,0934	1,1	1,5
	6	0,487	0,0696	0,3	0,6
X NA (mm)	-6	57,7130	0,61519	56,15	59,40
	-4	55,5608	0,44420	54,31	56,72
	-2	59,1746	0,61164	57,11	60,62
	0	75,2840	333,02805	53,17	5500,00
	2	55,0611	0,51567	53,84	56,60
	4	54,4451	0,46963	52,98	55,70
	6	53,5460	0,60026	51,87	55,22

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	70,6067	1,58682	66,43	75,03
	-4	77,4182	2,84396	71,91	85,62
	-2	95,5169	5,32678	84,26	105,43
	0	167,8276	780,92065	106,01	11300,00
	2	103,3238	2,36331	98,35	111,05
	4	84,4404	3,97818	74,99	96,31
	6	128,1222	1,37873	125,09	132,28
X A (mm)	-6	32,0973	0,57700	30,77	33,88
	-4	28,0470	0,56348	26,73	29,41
	-2	27,1137	0,33995	26,02	28,16
	0	32,6554	101,50358	28,19	2900,00
	2	28,1932	0,25840	27,71	28,86
	4	28,2052	0,29236	27,25	28,95
	6	29,7475	0,44613	28,79	30,58
Y A (mm)	-6	149,2968	0,85665	146,01	151,82
	-4	158,3580	0,75649	156,29	160,15
	-2	147,2067	0,75188	145,23	149,78
	0	162,2782	507,55005	142,03	14500,00
	2	132,6733	0,81715	130,57	134,72
	4	116,3171	1,27484	113,29	119,30
	6	122,7529	1,01294	120,37	125,50

Tabla 7. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 2

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	-2,52450	0,109498	-2,700	-2,400
	-4	-2,36162	0,259372	-2,800	-2,000
	-2	-1,81987	0,149568	-2,100	-1,500
	0	-1,23937	0,126519	-1,500	-1,000
	2	-0,19613	0,194151	-0,500	0,100
	4	-0,64812	0,128811	-0,900	-0,300
	6	-0,20625	0,211877	-0,600	0,200
RNA (°)	-6	2,95387	0,214225	2,600	3,200
	-4	2,21750	0,096205	2,000	2,300
	-2	0,75150	0,066733	0,500	0,800
	0	-0,06175	0,070662	-0,200	0,100
	2	2,75450	0,181855	2,400	3,100
	4	6,26950	0,105279	6,000	6,500
	6	2,75450	0,181855	2,400	3,100
TNA (°)	-6	4,02106	0,129829	3,850	4,300
	-4	1,87613	0,223842	1,700	2,600
	-2	1,64700	0,226175	1,100	1,900
	0	0,29313	0,088742	0,100	0,400
	2	3,63975	0,268859	3,100	4,100
	4	4,46300	0,201076	4,000	4,800
	6	2,40975	0,201695	2,100	2,800

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA (°)	-6	-1,82425	0,137788	-2,100	-1,600
	-4	-2,42888	0,143717	-2,700	-2,200
	-2	-2,55375	0,247158	-2,900	-2,200
	0	0,08513	0,117829	-0,100	0,300
	2	-0,09062	0,183143	-0,500	0,300
	4	0,64375	0,132695	0,300	0,900
	6	-3,24506	0,119438	-3,500	-2,900
RA (°)	-6	-2,03850	0,247931	-2,400	-1,600
	-4	-2,37800	0,218691	-2,900	-2,100
	-2	0,78262	0,090669	0,600	1,000
	0	0,08263	0,120950	-0,100	0,400
	2	1,71875	0,142562	1,300	2,000
	4	1,80850	0,107318	1,600	2,000
	6	1,52500	0,127947	1,200	1,800
TA (°)	-6	-0,88187	0,121665	-1,100	-0,700
	-4	-1,07063	0,133029	-1,300	-0,800
	-2	-0,21450	0,155708	-0,500	0,000
	0	-0,00587	0,106734	-0,200	0,200
	2	0,11363	0,118509	-0,100	0,400
	4	0,15563	0,118579	-0,100	0,400
	6	0,11425	0,118277	-0,100	0,400
X NA (mm)	-6	55,99407	0,635353	54,170	57,330
	-4	51,93070	0,754022	50,540	54,870
	-2	54,71519	0,936099	51,750	56,740
	0	55,13546	0,721547	53,250	56,800
	2	54,59162	0,944300	52,040	56,750
	4	56,49029	0,638587	55,020	57,890
	6	55,36155	0,883240	53,310	57,730

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estandar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	50,47481	2,168316	45,440	58,530
	-4	58,25661	4,046222	48,620	66,670
	-2	68,13449	4,027077	57,780	76,670
	0	99,69921	6,716166	85,010	120,690
	2	97,76146	4,518014	87,760	111,930
	4	79,39400	9,973790	58,480	101,790
	6	104,75818	7,515280	87,180	120,340
X A(mm)	-6	34,70368	2,060466	30,920	41,560
	-4	32,37194	1,815842	28,430	36,070
	-2	34,99801	1,329938	32,180	38,710
	0	40,64084	1,961740	37,620	45,090
	2	40,99865	1,563461	38,090	44,140
	4	37,11769	0,700534	34,840	39,020
	6	39,09141	1,697091	34,410	41,760
Y A (mm)	-6	109,94078	6,971979	95,780	120,170
	-4	133,59285	4,759979	117,480	141,040
	-2	109,96754	2,834806	100,870	116,200
	0	112,46781	4,311878	101,080	119,580
	2	102,09828	2,440298	96,190	108,210
	4	94,54794	2,462439	88,920	103,210
	6	108,53469	1,455716	103,240	112,560

Tabla 8. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 3

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	-2,153	0,1005	-2,2	-1,9
	-4	2,468	0,2224	1,9	2,8
	-2	3,373	0,4116	2,6	4
	0	-0,095	0,1419	-0,3	0,3
	2	0,013	0,0961	-0,1	0,2
	4	-1,398	0,1160	-1,6	-1,2
	6	0,399	0,0750	0,3	0,5
RNA (°)	-6	2,329	0,2305	1,9	2,7
	-4	1,731	0,0510	1,7	1,8
	-2	0,697	0,1048	0,6	1
	0	-0,268	0,1912	-0,7	0,1
	2	0,733	0,1573	0,3	1,2
	4	2,679	0,1037	2,5	2,8
	6	1,505	0,1214	1,4	1,7
TNA (°)	-6	2,906	0,2803	2,3	3,3
	-4	1,860	0,2729	1,3	2,2
	-2	0,873	0,1606	0,6	1,2
	0	-0,653	0,1621	-0,9	-0,4
	2	2,702	0,1564	2,1	3,1
	4	3,201	0,2805	2,6	3,7
	6	1,304	0,3180	0,8	2

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA (°)	-6	-0,805	0,1349	-1,0	-0,5
	-4	-2,206	0,1842	-2,6	-1,9
	-2	-2,520	0,3027	-3,0	-2
	0	-0,126	0,2021	-0,4	0,3
	2	-0,090	0,1838	-0,7	0,3
	4	-1,308	0,1036	-1,5	-1,2
	6	-2,084	0,1491	-2,3	-1,8
RA (°)	-6	-1,508	0,1438	-1,8	-1,3
	-4	-2,217	0,0710	-2,3	-2,1
	-2	-0,635	0,1826	-1,0	-0,3
	0	-0,100	0,2759	-0,5	0,4
	2	2,529	0,2525	2,1	3
	4	7,653	0,2522	7,1	8,1
	6	5,152	0,1409	4,8	5,5
TA (°)	-6	-0,993	0,1009	-1,2	-0,9
	-4	-0,383	0,0374	-0,4	-0,3
	-2	-0,378	0,1911	-0,8	0
	0	-0,331	0,2101	-0,7	0
	2	0,538	0,1698	0,3	0,9
	4	1,505	0,1214	1,4	1,7
	6	0,113	0,1155	-0,1	0,3
X NA (mm)	-6	54,12809	0,316174	53,210	54,750
	-4	49,73910	0,362593	48,880	50,770
	-2	52,94055	0,367158	52,080	54,090
	0	50,80434	0,708615	48,480	52,290
	2	55,67435	0,708641	53,350	57,170
	4	54,48215	0,980156	52,630	56,960
	6	51,41866	0,817083	49,800	53,330

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	44,98140	1,932465	42,020	50,110
	-4	57,69305	5,994183	45,650	73,470
	-2	69,72222	6,202174	55,860	85,210
	0	88,50176	7,464149	66,750	109,110
	2	77,70176	7,464149	55,950	98,310
	4	66,90176	7,464149	45,150	87,510
	6	122,93205	7,232461	103,070	134,210
X A (mm)	-6	46,35991	1,039122	43,570	48,570
	-4	43,15659	1,041942	39,850	45,090
	-2	47,93967	2,227712	41,680	50,890
	0	42,02919	1,258859	39,620	44,620
	2	41,15986	1,371529	38,880	44,340
	4	41,17281	1,031907	38,410	43,060
	6	42,61601	0,873703	40,530	45,180
Y A (mm)	-6	112,63459	4,101796	103,130	121,120
	-4	121,30961	2,989688	113,770	128,670
	-2	108,30961	2,989688	100,770	115,670
	0	105,37244	3,978120	94,750	112,400
	2	98,60419	4,105141	89,500	106,040
	4	90,79756	4,095095	81,700	96,500
	6	114,38043	4,858969	96,140	122,980

Tabla 9. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 4

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	-1,928	0,6598	-3,4	-0,9
	-4	1,123	0,2269	0,7	1,8
	-2	2,111	0,2276	1,7	2,8
	0	0,604	0,1703	0,1	1,1
	2	0,146	0,1549	-0,1	0,6
	4	-1,157	0,2560	-1,7	-0,7
	6	0,543	0,2560	0	1,0
RNA (°)	-6	3,053	0,6612	1,6	4,2
	-4	3,354	0,6598	1,9	4,4
	-2	1,919	0,2756	1,5	2,7
	0	-0,627	0,1303	-1,1	-0,3
	2	1,064	0,1517	0,7	1,6
	4	2,051	0,1517	1,7	2,6
	6	1,656	0,2309	1,1	3
TNA (°)	-6	4,179	0,3323	3,6	4,7
	-4	3,689	0,1458	3,4	3,9
	-2	2,951	0,3088	2,3	3,4
	0	-0,737	0,1871	-1,2	-0,3
	2	2,490	0,1703	2	3,1
	4	3,290	0,1703	2,8	3,9
	6	1,115	0,1042	1	1,3

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA (°)	-6	1,283	0,4733	0,5	2,2
	-4	-0,626	0,1362	-0,8	-0,3
	-2	-1,752	0,1427	-2,1	-1,4
	0	0,669	0,1781	0,3	1,1
	2	0,215	0,1423	-0,1	0,8
	4	-0,723	0,1423	-1	-0,1
	6	-2,638	0,1065	-3	-2,3
RA (°)	-6	-1,250	0,1936	-1,8	-0,9
	-4	-1,664	0,1486	-1,9	-1,4
	-2	-0,964	0,1486	-1,2	-0,7
	0	0,253	0,1303	-0,2	0,6
	2	3,505	0,1689	3	4
	4	7,257	0,1071	7,1	7,5
	6	5,892	0,1742	5,3	6,3
TA (°)	-6	-0,728	0,1936	-1,1	-0,2
	-4	-1,464	0,1716	-2	-1
	-2	-1,152	0,3088	-1,8	-0,7
	0	0,228	0,1476	0	0,7
	2	0,803	0,1310	0,4	1,2
	4	0,591	0,1491	0,3	0,9
	6	0,103	0,1311	-0,2	0,5
X NA (mm)	-6	56,6509	0,21421	56,03	57,13
	-4	55,5608	0,44415	54,31	56,72
	-2	56,2342	0,20746	55,68	56,70
	0	56,3869	0,47250	54,62	58,14
	2	55,9324	0,24775	55,24	56,56
	4	55,0409	0,37319	53,89	55,83
	6	52,0409	0,37319	50,89	52,83

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	110,6534	2,29426	105,93	118,02
	-4	112,1623	2,34598	107,91	118,35
	-2	113,6042	5,25246	98,80	120,23
	0	121,8396	2,79227	108,73	127
	2	118,8396	2,79227	105,73	124
	4	116,6396	2,79227	103,53	121,80
	6	126,7625	2,23985	122,47	133,48
X A (mm)	-6	40,0621	0,37490	39,55	41,06
	-4	37,6017	0,26772	36,68	38,98
	-2	40,4360	0,52137	39,67	41,54
	0	43,7417	0,26772	42,82	45,12
	2	39,0057	0,31984	38,63	40,42
	4	35,7667	0,26772	34,85	37,14
	6	37,5507	0,13870	37,22	37,98
Y A (mm)	-6	127,0227	2,90807	115,63	131,13
	-4	158,3580	0,75643	156,29	160,15
	-2	123,0093	0,83332	120,22	124,56
	0	122,1440	2,06430	115,82	130,41
	2	121,1566	1,40936	111,72	124,69
	4	120,6584	0,98291	118,67	123,30
	6	128,6584	0,98291	126,67	131,30

Tabla 10. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 5

Variable	Ángulo encaje (°)	media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	2,285	0,1381	2	2,6
	-4	3,465	0,1844	3,1	3,9
	-2	3,904	0,1365	3,6	4,1
	0	0,823	0,1302	0,6	1,2
	2	4,126	0,2426	3,6	4,5
	4	3,149	0,1138	2,8	3,4
	6	3,384	0,1405	3,1	3,7
RNA (°)	-6	2,130	0,1350	1,9	2,4
	-4	1,571	0,1370	1,3	1,9
	-2	1,296	0,2313	0,9	1,8
	0	,066	0,1166	-0,2	0,3
	2	-,217	0,1311	-0,4	0
	4	-,476	0,1383	-0,8	-0,2
	6	-1,040	0,1448	-1,4	-0,7
TNA (°)	-6	1,185	0,2035	0,6	1,7
	-4	-0,947	0,2906	-1,5	-0,4
	-2	0,626	0,2035	0	1,1
	0	0,413	0,1618	0	0,7
	2	0,430	0,1637	0,2	0,8
	4	1,660	0,1943	1,3	1,9
	6	2,760	0,1788	2,5	3

Variable	Ángulo encaje (°)	media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA (°)	-6	1,194	0,1028	1	1,4
	-4	0,749	0,1278	0,4	1,1
	-2	0,921	0,1504	0,7	1,2
	0	0,115	0,1197	-0,1	0,6
	2	5,916	0,1482	5,7	6,3
	4	6,224	0,1069	6	6,5
	6	6,172	0,1280	5,8	6,5
RA (°)	-6	-1,348	0,1053	-1,6	-1,1
	-4	-1,162	0,1111	-1,4	-0,9
	-2	-,948	0,1307	-1,2	-0,7
	0	-0,114	0,1224	-0,4	0,1
	2	-1,519	0,1561	-1,8	-1,3
	4	-1,875	0,1282	-2,2	-1,6
	6	-2,254	0,1120	-2,6	-2,1
TA (°)	-6	-0,236	0,1052	-0,4	-0,1
	-4	-0,034	0,0474	-0,1	0
	-2	-0,014	0,0634	-0,1	0,1
	0	-0,011	0,0308	-0,1	0
	2	-0,024	0,0428	-0,1	0
	4	-0,027	0,0444	-0,1	0
	6	-0,027	0,0444	-0,1	0
X NA (mm)	-6	58,2232	0,35367	57,20	59,11
	-4	56,9294	0,24937	56,20	57,80
	-2	58,5068	0,75656	56,79	59,88
	0	61,1441	0,95082	58,28	62,37
	2	57,6712	0,25668	57,16	58,26
	4	60,0097	0,31699	59,12	60,64
	6	60,6489	0,24401	60	61,27

Variable	Ángulo encaje (°)	media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	50,4748	2,16832	45,44	58,53
	-4	56,3905	1,75729	51,69	62,72
	-2	70,8712	9,08691	54,98	93,01
	0	90,8968	3,60724	83,55	98,89
	2	60,2145	2,12957	56,22	66,06
	4	91,3822	5,86679	79,15	101,46
	6	96,2406	2,65341	88,62	103,42
X A (mm)	-6	64,5068	1,58694	60,33	68,93
	-4	63,3868	0,63947	61,61	66,11
	-2	62,9664	0,66260	60,84	64,69
	0	54,3627	1,54099	52,38	58,17
	2	55,7555	0,49986	54,62	56,92
	4	54,4454	0,48025	53,70	55,82
	6	56,9330	0,37010	56,14	58,67
Y A (mm)	-6	130,9579	0,89892	128,48	133,38
	-4	150,4289	2,68614	141,56	158,00
	-2	147,2373	6,42746	134,45	158,61
	0	157,3554	2,34578	150,48	162,18
	2	119,4421	1,65154	115,81	122,91
	4	117,3101	3,29788	110,23	123,89
	6	108,3624	1,80809	102,92	111,90

Tabla 11. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 6

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-6	-0,959	0,1460	-1,2	-0,7
	-4	1,322	0,1892	0,8	1,9
	-2	3,121	0,1892	2,6	3,7
	0	-0,491	0,0551	-0,6	-0,3
	2	-0,962	0,1308	-1,2	-0,7
	4	-1,858	0,0863	-2	-1,7
	6	-0,393	0,1001	-0,6	-0,2
RNA (°)	-6	3,284	0,1200	3	3,6
	-4	2,801	0,1156	2,6	3
	-2	2,409	0,1276	2,1	2,7
	0	-0,733	0,1506	-1	-0,5
	2	1,118	0,2081	0,7	1,6
	4	4,503	0,2106	4	5
	6	1,081	0,1183	0,8	1,3
TNA (°)	-6	6,921	0,2276	6,5	7,4
	-4	1,976	0,2574	1,3	2,7
	-2	3,276	0,2574	2,6	4
	0	0,077	0,2582	-0,6	0,7
	2	1,815	0,2370	1,3	2,3
	4	5,112	0,2434	4,6	5,6
	6	3,465	0,1844	3,1	3,9

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA (°)	-6	1,330	0,1566	0,9	1,8
	-4	1,466	0,2454	0,8	2,1
	-2	0,873	0,2029	0,3	1,5
	0	1,102	0,1892	0,7	1,6
	2	0,047	0,1476	-0,4	0,4
	4	-0,250	0,0777	-0,4	-0,1
	6	1,474	0,1631	1,2	1,8
RA (°)	-6	1,227	0,2304	0,7	1,9
	-4	0,869	0,1540	0,6	1,2
	-2	1,843	0,2065	1,2	2,5
	0	0,248	0,1810	-0,2	0,6
	2	2,976	0,1523	2,5	3,4
	4	6,270	0,1053	6	6,5
	6	4,428	0,1889	4,1	4,8
TA (°)	-6	0,992	0,1714	0,6	1,5
	-4	1,194	0,1028	1	1,4
	-2	0,749	0,1278	0,4	1,1
	0	-0,667	0,1514	-0,9	-0,3
	2	-0,488	0,1510	-0,8	-0,1
	4	-0,806	0,1399	-1,3	-0,3
	6	-1,626	0,1687	-1,9	-1,3
X NA (mm)	-6	54,5927	0,36853	53,57	55,27
	-4	55,5608	0,44415	54,31	56,72
	-2	56,0487	0,96612	53,81	57,46
	0	54,1693	0,96124	51,38	55,82
	2	54,7665	0,77929	53,29	57,12
	4	54,3473	0,48646	53,00	55,51
	6	53,4177	0,96776	52,19	55,23

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Y NA (mm)	-6	58,4307	1,34915	54,50	61,79
	-4	77,4182	2,84391	71,91	85,62
	-2	65,9065	5,19951	54,88	74,86
	0	91,1847	11,97811	71,09	127,90
	2	70,6081	3,89739	61,08	80,82
	4	69,9208	6,18079	61,09	88,23
	6	119,9532	7,43941	106,04	129,89
X A (mm)	-6	49,1316	2,97980	44,90	54,58
	-4	43,1566	1,04194	39,85	45,09
	-2	47,2886	1,74804	44,09	51,52
	0	37,0831	1,02304	35,28	39,48
	2	33,4982	1,34530	30,11	37,57
	4	28,2053	0,29235	27,25	28,95
	6	43,2323	0,32109	42,40	44,40
Y A (mm)	-6	118,8549	6,96044	100,30	128,25
	-4	158,3580	0,75643	156,29	160,15
	-2	119,8292	6,96712	95,69	127,13
	0	114,6115	5,43420	103,30	122,93
	2	122,4327	8,68480	104,61	138,89
	4	116,3171	1,27478	113,29	119,30
	6	124,5262	1,73078	118,01	127,74

Tabla 12. Valores obtenidos en las mediciones de las variables de salida dependiendo de la ubicación angular del encaje, en extensión y en alineación. Se dan los estimados de la media y la desviación estándar para el sujeto 7

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CNA (°)	-4	3,905	0,1380	3,6	4,2
	-2	3,465	0,1844	3,1	3,9
	0	0,823	0,1302	0,6	1,2
	2	4,126	0,2426	3,6	4,5
	4	3,149	0,1138	2,8	3,4
	6	3,384	0,1405	3,1	3,7
RNA (°)	-4	1,571	0,1370	1,3	1,9
	-2	1,296	0,2313	0,9	1,8
	0	0,066	0,1166	-0,2	0,3
	2	-0,217	0,1311	-0,4	0
	4	-0,476	0,1383	-0,8	-0,2
	6	-1,040	0,1448	-1,4	-0,7
TNA (°)	-4	-0,947	0,2908	-1,5	-0,4
	-2	0,626	0,2035	0	1,1
	0	0,413	0,1618	0	0,7
	2	0,430	0,1637	0,2	0,8
	4	1,660	0,1943	1,3	1,9
	6	2,760	0,1788	2,5	3
CA (°)	-4	0,749	0,1279	0,4	1,1
	-2	0,921	0,1504	0,7	1,2
	0	0,115	0,1197	-0,1	0,6
	2	5,916	0,1482	5,7	6,3
	4	6,224	0,1069	6	6,5
	6	6,172	0,1280	5,8	6,5

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
RA (°)	-4	-1,162	0,1111	-1,4	-0,9
	-2	-0,948	0,1307	-1,2	-0,7
	0	-0,114	0,1224	-0,4	0,1
	2	-1,519	0,1561	-1,8	-1,3
	4	-1,875	0,1282	-2,2	-1,6
	6	-2,254	0,1120	-2,6	-2,1
TA (°)	-4	-0,034	0,0474	-0,1	0
	-2	-0,028	0,0451	-0,1	0
	0	-0,011	0,0308	-0,1	0
	2	-0,024	0,0428	-0,1	0
	4	-0,027	0,0444	-0,1	0
	6	-0,027	0,0444	-0,1	0
X NA (mm)	-4	56,9304	0,25317	56,20	58,08
	-2	58,5068	0,75656	56,79	59,88
	0	61,1441	0,95082	58,28	62,37
	2	57,6724	0,25963	57,16	58,46
	4	60,0111	0,32003	59,12	60,94
	6	60,6489	0,24401	60	61,27
Y NA (mm)	-4	56,3920	1,75786	51,69	62,72
	-2	70,8712	9,08691	54,98	93,01
	0	90,8968	3,60724	83,55	98,89
	2	60,2145	2,12957	56,22	66,06
	4	91,3822	5,86679	79,15	101,46
	6	96,2406	2,65341	88,62	103,42

Variable	Ángulo encaje (°)	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
X A (mm)	-4	63,3870	0,63984	61,61	66,11
	-2	62,9664	0,66260	60,84	64,69
	0	54,3627	1,54099	52,38	58,17
	2	55,7555	0,49986	54,62	56,92
	4	54,4454	0,48025	53,70	55,82
	6	56,9330	0,37010	56,14	58,67
Y A (mm)	-4	150,4283	2,68777	141,56	158,00
	-2	147,2373	6,42746	134,45	158,61
	0	157,3554	2,34578	150,48	162,18
	2	119,4421	1,65154	115,81	122,91
	4	117,3101	3,29788	110,23	123,89
	6	108,3624	1,80809	102,92	111,90

Análisis de variabilidad interindividual

La variabilidad es un fenómeno intrínseco y concomitante de los organismos vivos, porque el desarrollo y la organización propia de los sujetos conduce a estos a individualizarse cada vez más, siendo precisamente esto lo que justifica la variabilidad que manifiestan en su conducta.

Por lo anterior y con el fin de comprobar la existencia de homogeneidad de datos entre los sujetos evaluados en el estudio se planteó realizar dos análisis. En primer lugar, un análisis gráfico y, en segundo lugar, un análisis de variabilidad de varianzas.

En el análisis gráfico se realizaron diagramas de caja para cada variable, para de esta forma contar con una presentación visual que describe varias características de los datos de las variables tales como dispersión o simetría. Con las cajas se observan los cuartiles, valores mínimo y máximo, mediana y valores atípicos de los datos, lo cual resulta muy útil para mostrar la distribución de una variable de escala y una serie de valores (atípicos y extremos) que junto con la mediana y la propia caja proporcionan información bastante completa sobre el grado de dispersión de los datos y el grado de asimetría de la distribución.

La representación de cajas tanto de las variables cinemáticas como de las cinéticas se muestra de la figura 22 a la 31. Se encuentran los sujetos 1 a 6; el sujeto 7 no se representa en el diagrama de cajas porque presenta alta retracción en el segmento residual (muñón), lo cual hace que la estructura mecánica del *socket* de la prótesis no se pueda ubicar en 6° en extensión. Después, de este sujeto se tomaron mediciones en seis ubicaciones sagitales angulares del *socket*, a diferencia de los demás sujetos, de los cuales realizaron mediciones en siete ubicaciones del *socket*. Debido a la diferencia

en el número de datos no se pueden representar gráficamente los siete individuos en conjunto. Los diagramas de caja para el sujeto 7 se muestran la figura 32.

Figura 22. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de cadera en el lado amputado

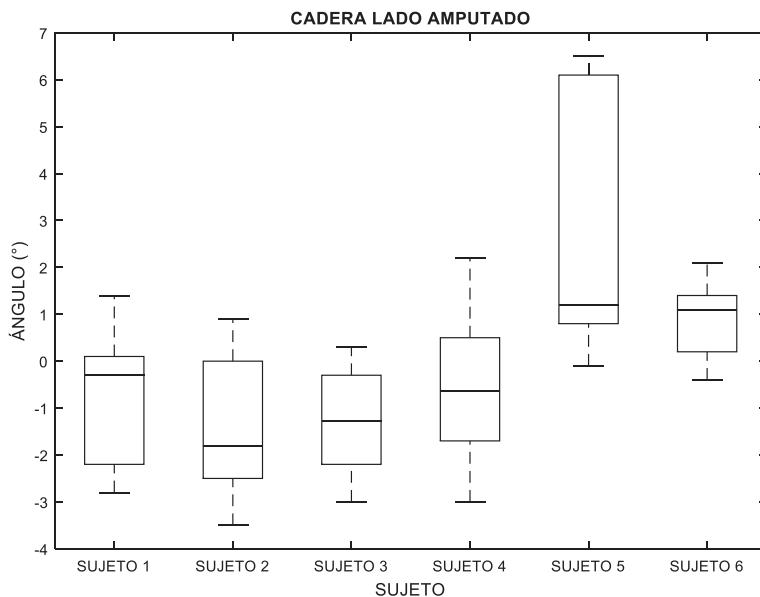


Figura 23. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de rodilla en el lado amputado

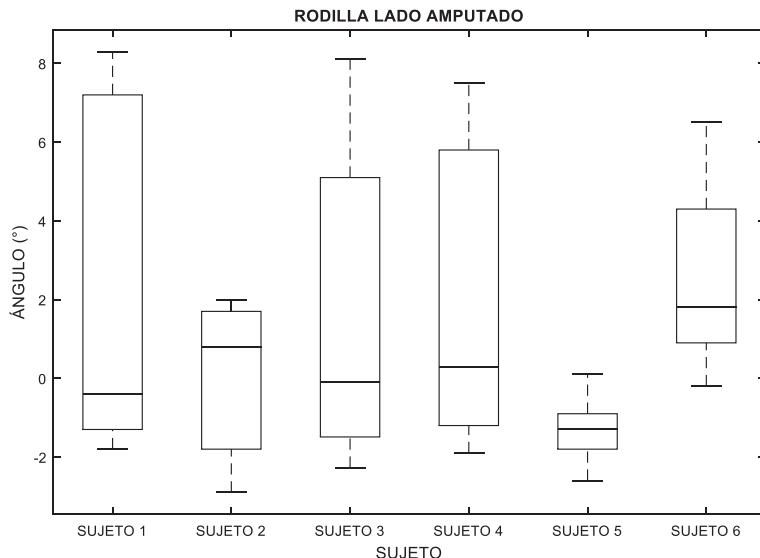


Figura 24. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de tobillo en el lado amputado

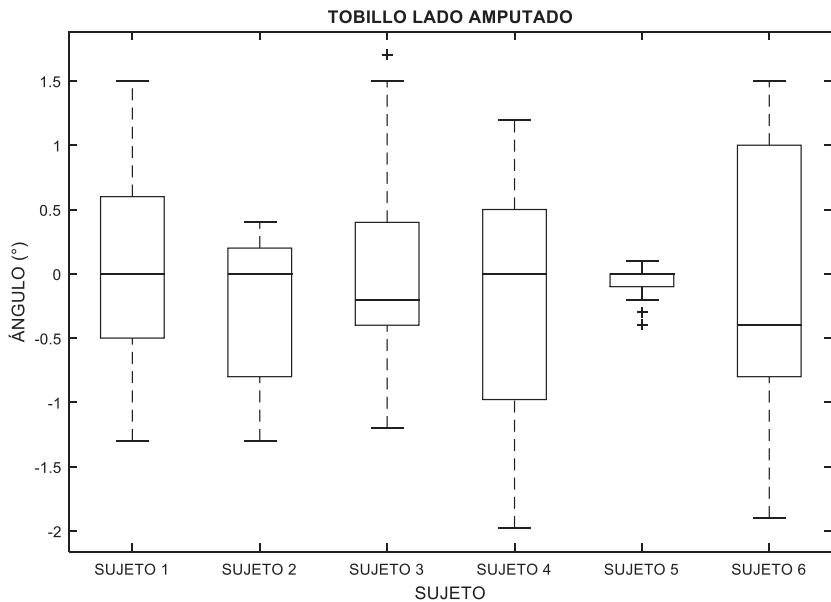


Figura 25. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de cadera en el lado no amputado

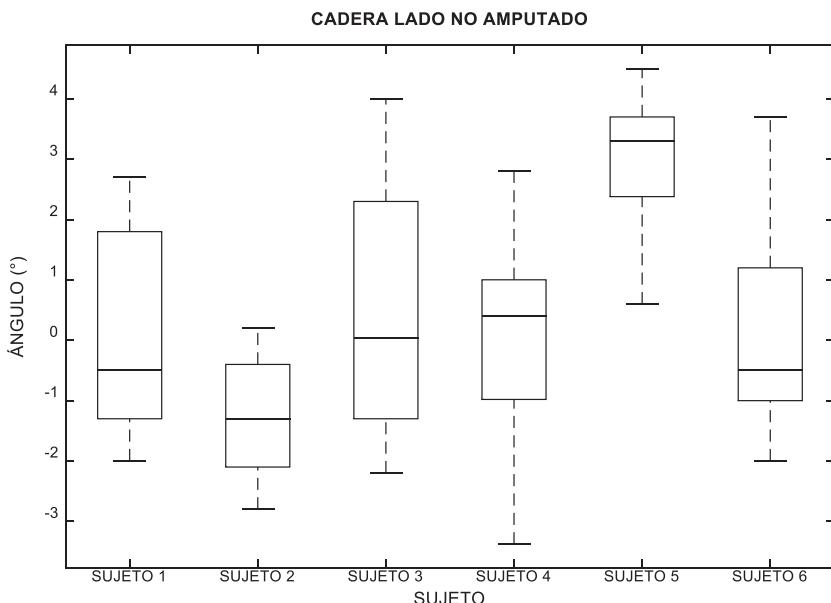


Figura 26. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de rodilla en el lado no amputado

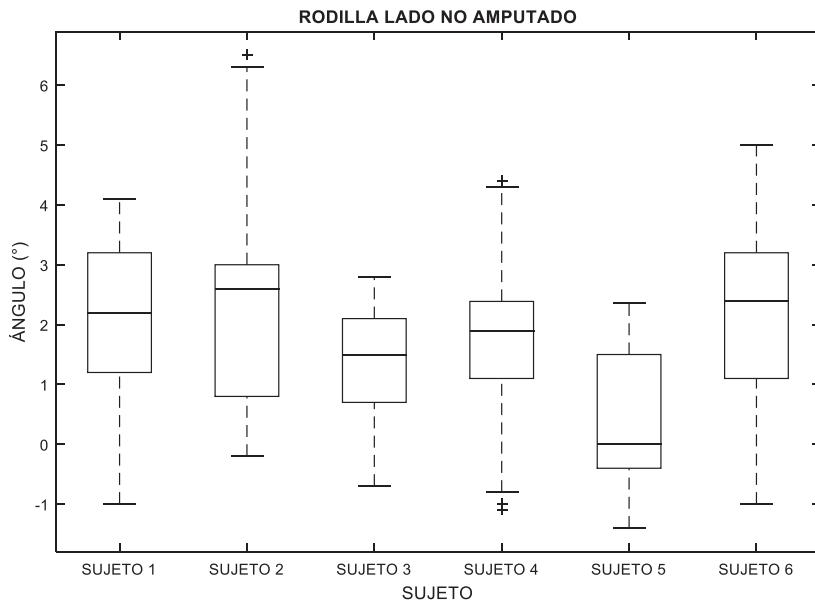


Figura 27. Análisis gráfico del comportamiento de la articulación de tobillo en el lado no amputado

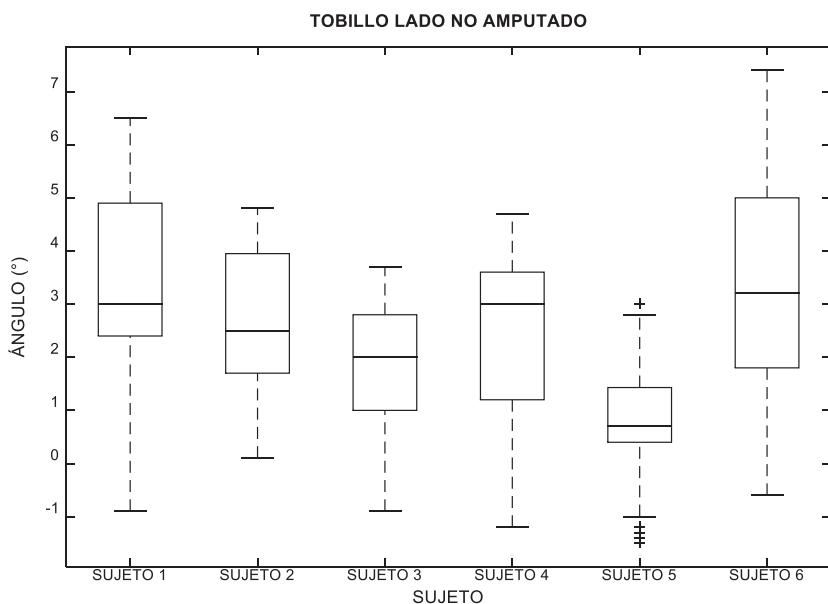


Figura 28. Diagrama de cajas del centro de presión eje medial-lateral del lado no amputado

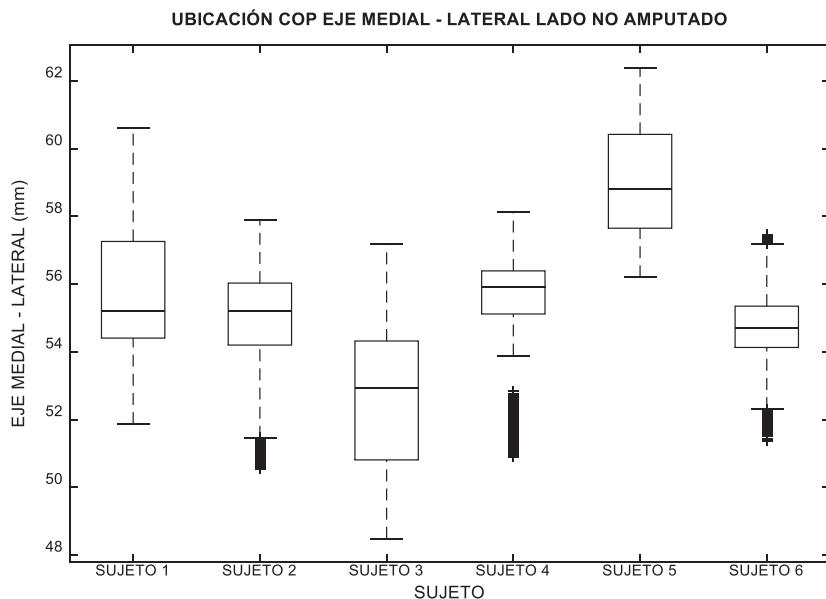


Figura 29. Diagrama de cajas del centro de presión eje anteroposterior del lado no amputado

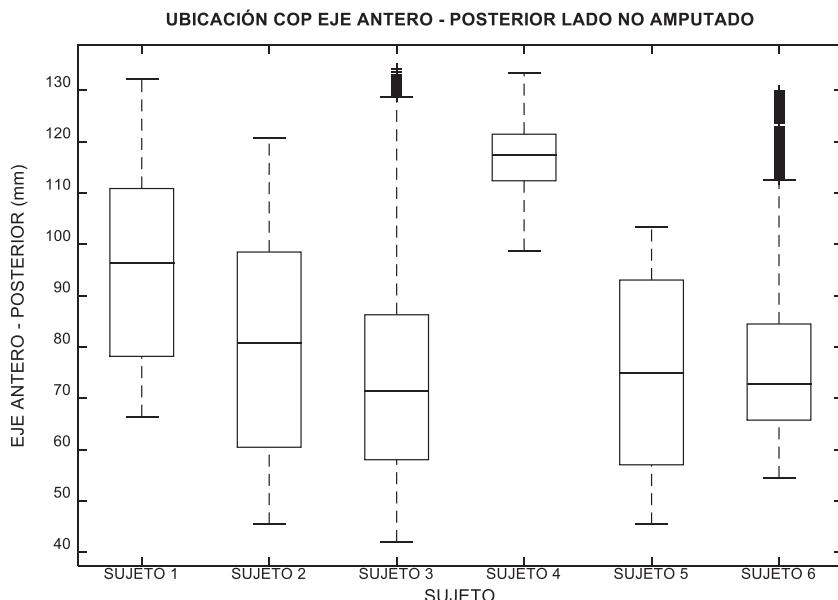


Figura 30. Diagrama de cajas del centro de presión eje medial-lateral del lado amputado

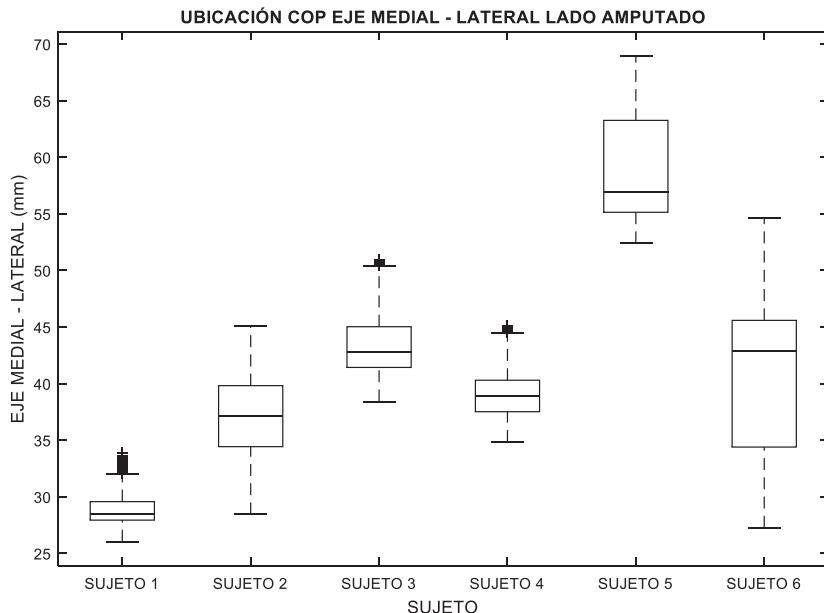


Figura 31. Diagrama de cajas del centro de presión eje anteroposterior del lado amputado

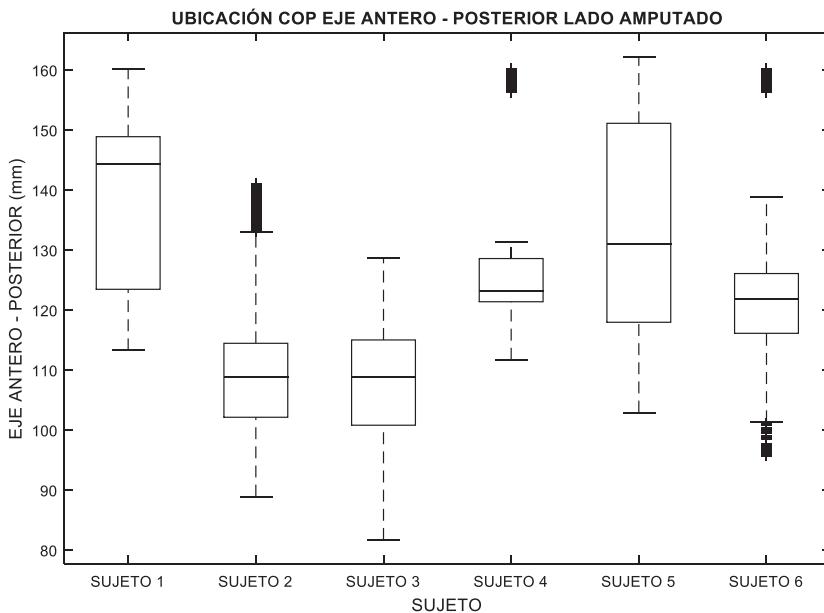
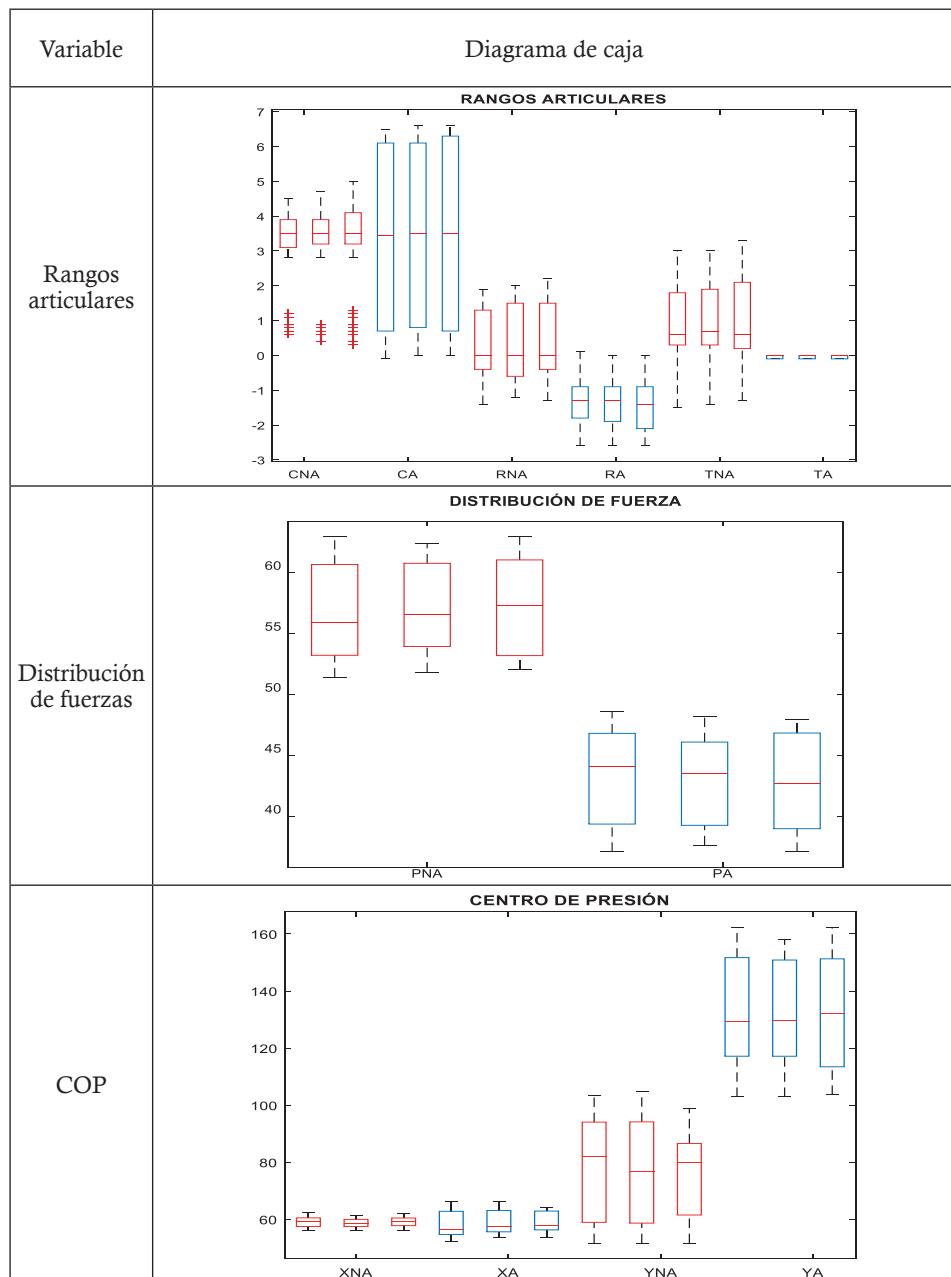


Figura 32. Diagramas de caja del sujeto 7*



* Los diagramas en rojo son del lado no amputado, los diagramas en azul del lado amputado. Para cada variable se realizó el diagrama de caja. Se observa que existe variabilidad intrasujeto

El análisis gráfico mediante los diagramas de caja expuestos (figuras 21 a 32) muestra la alta variabilidad de los datos intersujetos, ya que la mediana y los valores máximos y mínimos para cada variable presentan alta diferencia entre unos y otros sujetos. Para contrastar los hallazgos gráficos se realizó la prueba de homocedasticidad o variabilidad de varianzas de Levene (tabla 13). Se obtuvo un valor de significancia cercano a cero ($p<.01$), por lo cual se rechaza la hipótesis nula de homocedasticidad o igualdad de varianzas. Por tanto, los datos de las mediciones de los sujetos entre sí son diferentes, como se preveía en lo expuesto por el análisis gráfico.

Tabla 13. Resultados de la prueba de Levene para comprobar variabilidad intersujetos. Se aplicó para cada variable estudiada. Se rechaza la hipótesis nula de igualdad

	CNA	RNA	TNA	CA	RA	TA	PNA	PA	XNA	YNA	XA	YA
sig	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,005	0,005	0,004	0,007

Distribución de fuerza plantar

Se analizaron las variables biomecánicas en el estado inicial de la prótesis, es decir, en alineación (tablas 6 a 12). Se hallaron diferencias significantes entre el lado ipsilateral y el contralateral en la mayoría de los parámetros medidos. Los valores promedio de los parámetros observados indican que la distribución de peso sobre cada pie es cerca del 50%, lo cual muestra una adecuada distribución de carga sobre cada segmento inferior, igual que lo obtenido por Isakov *et al.* [20] y Viton *et al.* [60], pero se presenta variabilidad de distribución de peso entre las extremidades cuando el sujeto está en bipedestación, con una desviación estándar de 7,28% en ambos lados.

La distribución de peso entre las extremidades inferiores se ve afectada en forma mínima por la ubicación del encaje. Con el encaje en extensión (desviación estándar de 9,74%) se presenta mayor variabilidad en estos parámetros que cuando se pone en flexión (desviación estándar de 8,8%). La comprobación estadística de la influencia de la ubicación de *socket* sobre la distribución de peso se realizó con la prueba no paramétrica de Spearman. Al calcular el coeficiente de correlación en el caso del lado no amputado se obtuvo rho (6)=,025, $p<.01$ y el lado amputado rho (6)=,081, $p<.01$. El valor del coeficiente dio cercano a cero, lo cual corrobora que la posición del *socket* influye poco sobre la distribución de peso en la superficie plantar.

Centro de presión (COP)

Los valores de ubicación del COP (*x,y*) se analizaron para el lado ipsilateral y el contralateral, y se encontró que la mayor incidencia se presenta en el eje anteroposterior, ya que el punto de ubicación en el eje Y presenta alta variación, desviación estándar en el lado contralateral de 115,13 mm y en el ipsilateral 76,9 mm.

En el análisis general se observa que al encontrarse alineada la prótesis, la ubicación de este punto se encuentra anterior en el pie que utiliza prótesis en comparación con la pierna no amputada.

Al realizar la variación del ángulo del *socket* se observó variación en la ubicación del COP; para el análisis se dividió en dos momentos, dependiendo de la ubicación angular del *socket*: uno cuando se hace flexión, tomando los ángulos positivos, y otro con el *socket* en extensión, tomando los ángulos negativos.

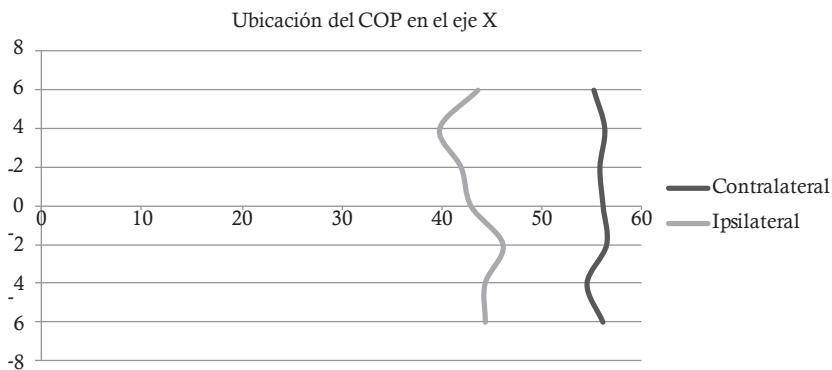
La variación de la ubicación del COP, tanto en el lado contralateral como en el ipsilateral, en el eje medial-lateral (X) se observa en la figura 33. En la figura 34 se puede apreciar la variación en forma gráfica del eje anteroposterior (Y). Se han graficado por separado los ejes para notar la afectación en cada uno de ellos al variar la ubicación angular sagital del *socket*.

En flexión del *socket*, el lado contralateral permanece casi estable en el eje X, con una desviación estándar de 2,58 mm; en el lado ipsilateral el COP en el mismo eje tiende a desplazarse medial. En el eje Y, en el lado contralateral el desplazamiento depende del ángulo del *socket*, pero tiende a anterior, en tanto que en el lado ipsilateral tiende a posterior.

En extensión del *socket*, el COP en el eje medial-lateral presenta bajo desplazamiento, tanto en contralateral como en ipsilateral, para cada ubicación del *socket*. En el eje anteroposterior el lado contralateral al desplazamiento es posterior y en el ipsilateral anterior.

Al realizar el análisis de correlación de Spearman, con el fin de verificar los hallazgos visuales resultado del análisis de los gráficos, el coeficiente de correlación entre el ángulo del *socket* y el eje medial-lateral revela que la incidencia de la ubicación angular del *socket* en este eje es mínima, $\rho(6)=.03$, $p<.01$. De allí que el COP presente bajo desplazamiento medial-lateral. En cuanto al eje anteroposterior, la posición del *socket* influye sobre la ubicación del COP en este eje, $\rho(6)=.7$, $p>.05$.

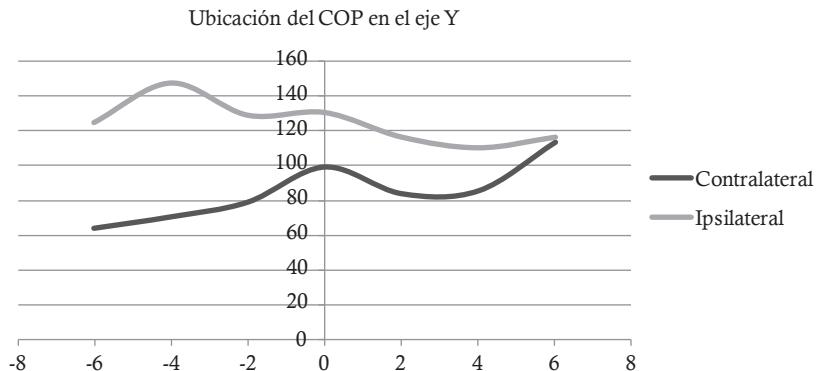
Figura 33. Variación de la ubicación del centro de presión en el eje medial-lateral (X) presentada por el lado contralateral y el ipsilateral al realizar variación del ángulo del *socket* en flexión y extensión



* Los valores negativos corresponden al *socket* en extensión y los positivos al *socket* en flexión.

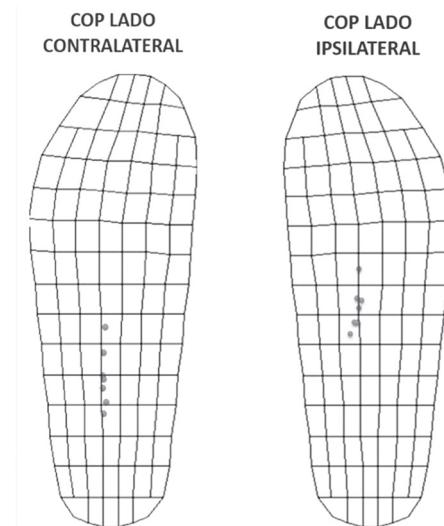
Se graficó la ubicación del COP dando las coordenadas (x,y) en la planta de cada pie (figura 35). Allí también se puede observar el desplazamiento del COP, es decir, la variación en las coordenadas del COP al realizar ajustes de flexión y extensión en la ubicación del *socket*. Se ha asumido el lado derecho como el lado contralateral y el lado izquierdo como el ipsilateral, esto a efectos de visualización.

Figura 34. Variación de la ubicación del centro de presión en el eje anteroposterior (Y) presentada por el lado contralateral y el ipsilateral al realizar variación del ángulo del *socket* en flexión y extensión



* Los valores negativos corresponden al *socket* en extensión y los positivos al *socket* en flexión.

Figura 35. Ubicación del centro de presión en amputados transtibiales que utilizan prótesis transtibial



* El COP se desplaza anterior en el lado ipsilateral. Para la exemplificación, se ha propuesto tomar el lado derecho como el ipsilateral, mientras que el lado izquierdo sería el contralateral.

Rangos articulares

En alineación del *socket* las articulaciones presentan variación, teniendo la mayor variación en la rodilla del lado contralateral, seguida por el tobillo del mismo lado. La menor variación se da en el tobillo ipsilateral. La cadera presenta variación en el lado ipsilateral.

Al realizar variación angular del *socket* se presenta variación en los ángulos de las articulaciones de miembro inferior, la cual depende de los grados y la dirección de ubicación del *socket*.

El análisis de comportamiento de las articulaciones al variar la posición del *socket* usando valores medios arrojó:

1. Lado contralateral:

- 1.1. Si el *socket* se pone en flexión: la cadera hace extensión, siendo esta mayor en los 4° de flexión del *socket*; la rodilla y el tobillo hacen flexión; también el valor máximo es en los 4° de flexión del *socket*.
- 1.2. Cuando la posición del *socket* varía en extensión, la rodilla y el tobillo hacen flexión.

2. En el lado ipsilateral:

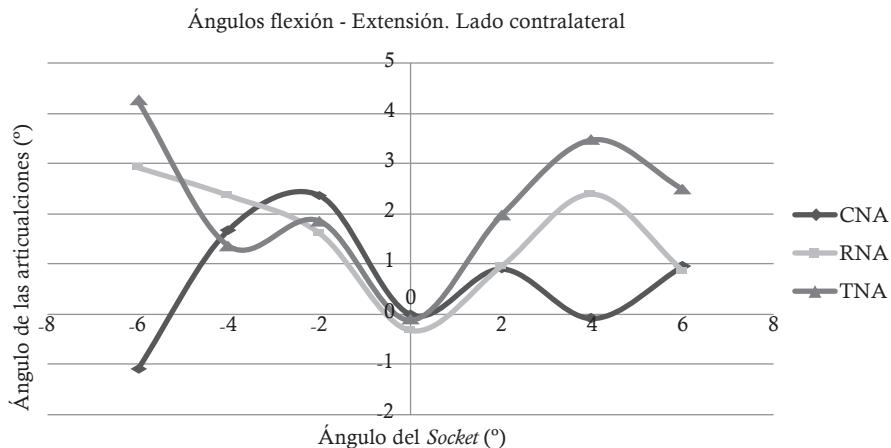
- 2.1. Se observa que al realizar flexión en el *socket* la rodilla hace flexión y el tobillo flexión plantar. Se debe anotar que el movimiento del tobillo es mínimo, cercano a un grado de movimiento.
- 2.2. Al poner el *socket* en extensión, la rodilla tiende a estar en extensión y el tobillo en dorsiflexión; también aquí la variación del ángulo del tobillo es mínima, cerca de 0,5°.

La figura 36 muestra la variación de los ángulos de las articulaciones del lado contralateral al realizar la variación angular del *socket*. En el eje X se encuentran los ángulos adoptados por el *socket* y en el eje Y los ángulos de las diferentes articulaciones; se han tomado los ángulos de flexión positivos y los ángulos de extensión negativos.

En la figura 37 se muestran los rangos articulares del lado ipsilateral. Se adoptó la misma forma de graficar que la indicada para la pierna no amputada.

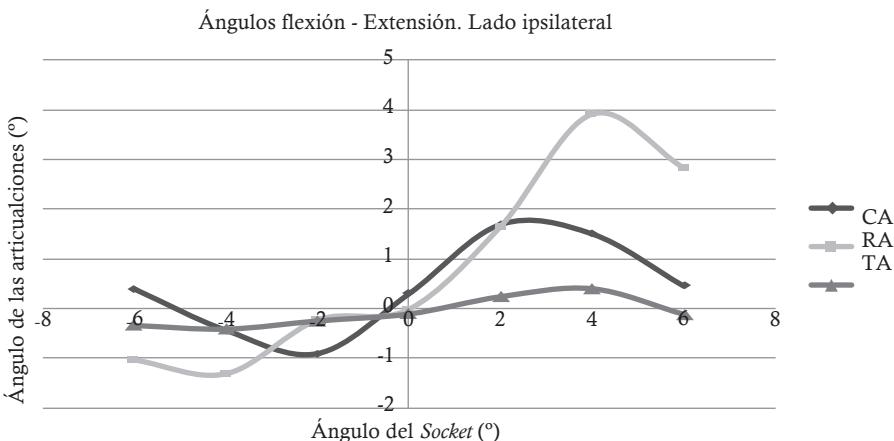
En cuanto a la relación entre el ángulo del encaje y los ángulos de las articulaciones de segmento de miembro inferior, se observó influencia de la ubicación del *socket* sobre los rangos articulares. Para esto se hizo uso del análisis de correlación de Spearman, como resultado del cual se obtuvo en el lado contralateral para cadera rho (6)=,2, p<0,01, rodilla rho (6)=0,74, p<0,01, tobillo rho (6)=0,07, p<0,01, en el lado ipsilateral para cadera rho (6)=0,46, p<0,01, rodilla rho (6)=0,92, p<0,01, tobillo rho (6)=0,77, p<0,01.

Figura 36. Variación de los ángulos del lado contralateral al realizar variación del ángulo del *socket* en flexión y extensión



Las variaciones de los ángulos de las articulaciones se deben a los mecanismos de control de estabilidad que realizan los pacientes amputados para no perder el equilibrio y caerse.

Figura 37. Variación de los ángulos del lado ipsilateral al realizar variación del ángulo del *socket* en flexión y extensión



Análisis del estudio dinámico

Se evaluaron los datos obtenidos en las mediciones. En primera instancia se realizó el análisis estadístico de los datos y se obtuvieron los valores descriptivos de cada variable. En la tabla 14 se muestran los valores del estimado de la media, de la desviación estándar, del valor mínimo y del máximo de cada variable.

Posteriormente, para comprobar homogeneidad se realizaron análisis gráficos de cajas, y finalmente se empleó Anova para verificar si las medias poblacionales son iguales.

La cadera del lado amputado tiene un valor entre -10 y 28°, aproximadamente, lo cual se encuentra dentro del rango a la marcha normal reportado en la literatura y muestra un buen proceso de adaptación por parte del amputado transtibial; sin embargo, más adelante veremos las principales diferencias durante las subfases de la marcha. En el paciente 3, con prótesis de prueba, es donde se presenta mayor diferencia (casi 6° por debajo).

La rodilla del lado amputado tiene un valor entre -1 y 53°, lo cual se encuentra casi 7° por debajo de lo reportado por la literatura en la marcha normal. Esto se debe a liberación y absorción de energía que deja de asumir el tobillo y repercute en la cadena cinemática.

El tobillo del lado amputado tiene un valor entre -2 y 29°, presenta poca dorsiflexión y aumento en la plantiflexión producida por el pie dinámico. Esto refleja el casi nulo movimiento articular del pie protésico.

La cadera del lado no amputado tiene un valor entre -11 y 26°, aproximadamente, lo cual se encuentra dentro del rango a la marcha normal reportado en la literatura y muestra un buen proceso de adaptación por parte del amputado transtibial.

La rodilla del lado no amputado tiene un valor entre -4 y 58°, lo cual muestra una hiperextensión de rodilla de casi 4° y una flexión dentro de lo reportado por la literatura en la marcha normal.

El tobillo del lado no amputado tiene un valor entre -13 y 16° y presenta mayor dorsiflexión y menor plantiflexión.

Tabla 14. Descriptivos de cada variable

Variable		N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
CA	1,00	26	9,3365	13,20788	-9,35	28,50
	2,00	26	7,8808	10,86699	-8,85	23,95
	3,00	26	8,5058	11,59916	-10,85	24,10
	Total	78	8,5744	11,79078	-10,85	28,50
RA	1,00	26	20,1471	15,69906	0,78	53,83
	2,00	26	12,8627	13,27376	0	39
	3,00	26	14,9615	17,03052	-1	49
	Total	78	15,9904	15,52057	-1	53,83

Variable		N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
TA	1,00	26	9,4615	9,00325	-1	24
	2,00	26	9,2308	10,87127	-2	29
	3,00	26	9,3462	8,53202	1	24
	Total	78	9,3462	9,39857	-2	29
CNA	1,00	26	8,2308	12,03763	-9	26
	2,00	26	7,6538	11,27455	-9	24
	3,00	26	8,1538	11,94887	-11	24
	Total	78	8,0128	11,60776	-11	26
RNA	1,00	26	13,6538	14,25747	1	44
	2,00	26	20,5769	19,50215	4	58
	3,00	26	9,07	14,031633	-3,25	48,8
	Total	52	17,1154	17,27137	1	58
TNA	1,00	26	-0,8462	9,08930	-21	15
	2,00	26	-0,1154	8,11580	-13	16
	3,00	26	-0,9615	8,58595	-17	16
	Total	78	-0,6410	8,50206	-21	16

Según el análisis gráfico (figuras 38 a 43), los datos de los rangos articulares en la marcha de los amputados son representativos. En todos los casos las distribuciones son similares y los cuartiles de distribución son análogos en los tres sujetos examinados.

En el caso de la cadera del lado amputado, el sujeto 1 presenta más dispersión que el resto de los sujetos, lo cual indica la presencia de alta variabilidad en el movimiento de esta articulación al realizar un ciclo de marcha. Sin embargo, la mediana de los tres se encuentra próxima.

En la rodilla del lado amputado la mayor dispersión la presenta el sujeto 3. Este es asimétrico por encima de la mediana. El sujeto 1 tiene un punto extremo, atípico en el límite superior.

Figura 38. Diagrama de cajas de la articulación de cadera ipsilateral

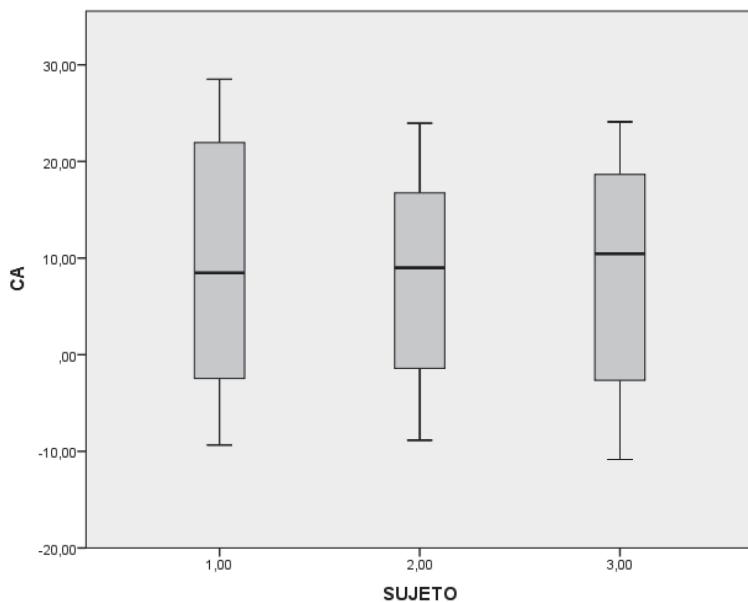
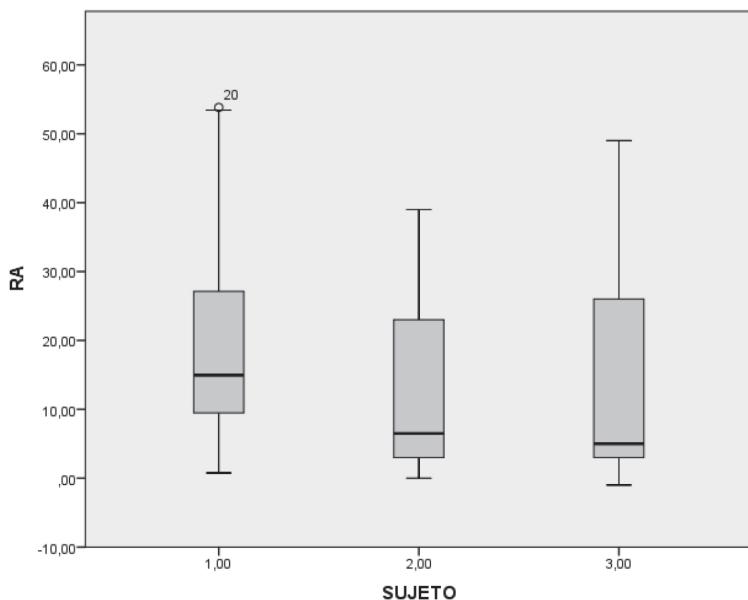


Figura 39. Diagrama de cajas de la articulación de rodilla ipsilateral



La mayor dispersión en el tobillo del lado amputado está dada por el sujeto 2. Los datos de los tres sujetos son asimétricos por encima de la mediana (figura 40).

Figura 40. Diagrama de cajas de la articulación de tobillo ipsilateral

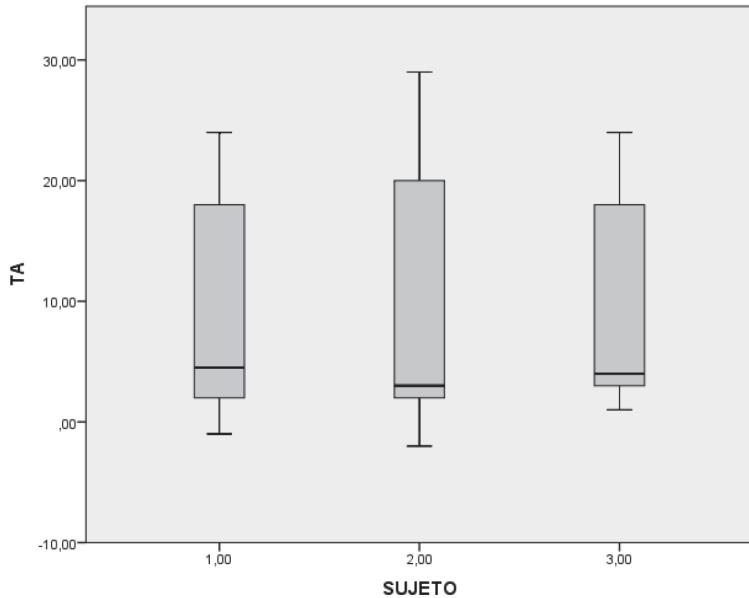


Figura 41. Diagrama de cajas de la articulación de cadera contralateral

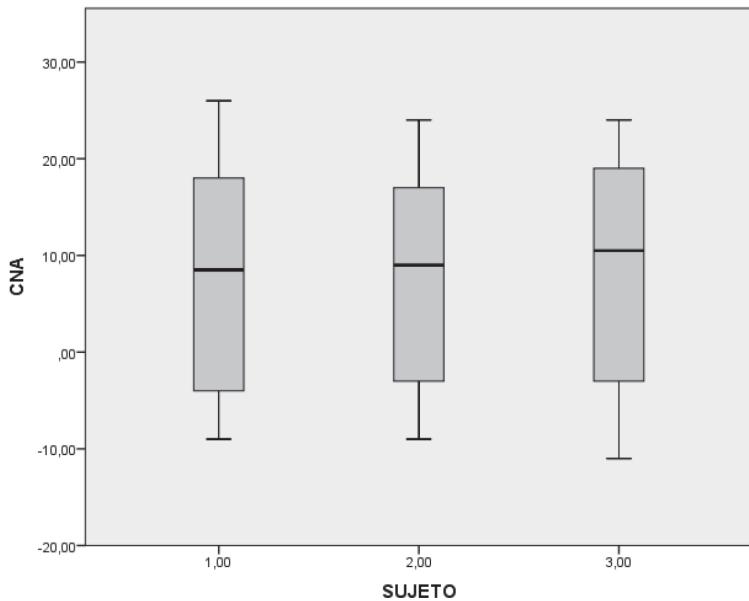
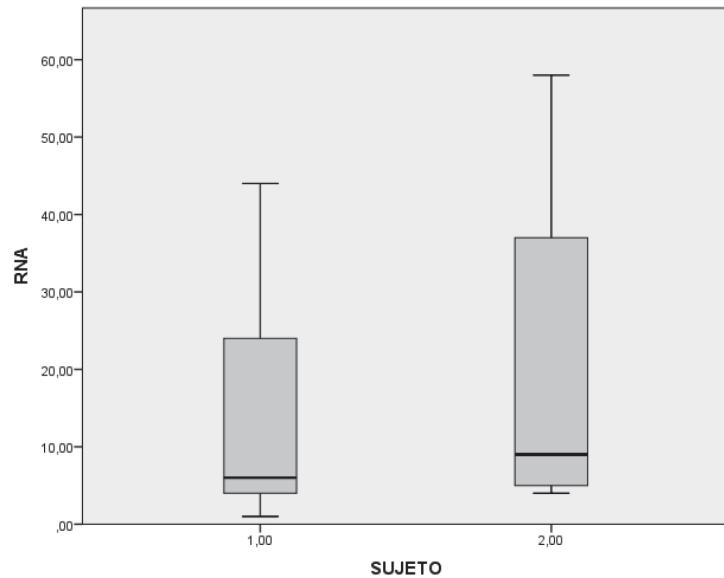
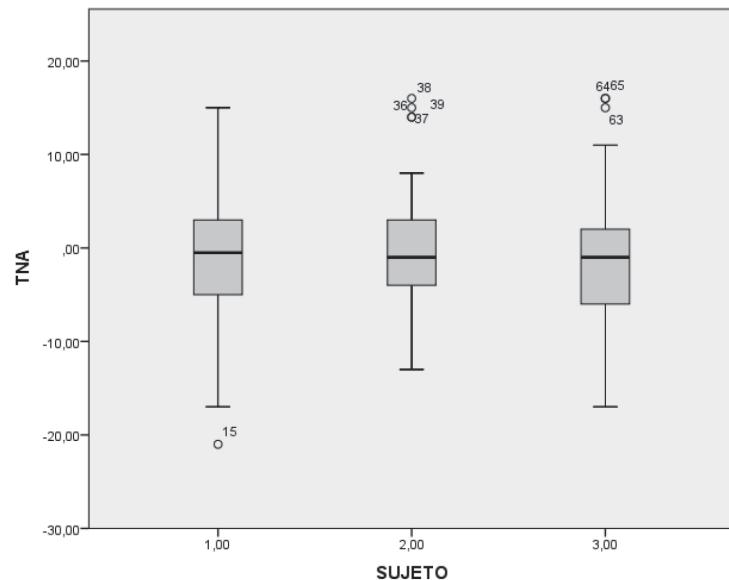


Figura 42. Diagrama de cajas de la articulación de rodilla contralateral



El tobillo del lado no amputado es el que mayor dispersión presenta (figura 43). Los tres sujetos muestran datos atípicos, el sujeto 1 en el límite inferior y los otros dos en el límite superior. Se observa simetría en las distribuciones y en el valor de la mediana.

Figura 43. Diagrama de cajas de la articulación de tobillo contralateral



Al realizar el análisis por Anova se encontró que en todas las articulaciones el nivel de significancia es alto, $p>0,05$, lo cual indica similitud en el comportamiento de los rangos articulares de los tres amputados. El tobillo del lado amputado es el que presenta mayor similitud en su comportamiento, $p=0,996$, y la rodilla del mismo lado es la de menor similitud, $p=0,150$. El movimiento de la cadera de los dos lados es simétrico y presenta homogeneidad en medias.

En cada articulación se obtuvo:

- En la cadera del lado amputado la significancia fue de $p=0,96$. Luego, se acepta la hipótesis de igualdad de medias y se concluye que el comportamiento de la cadera es igual en los tres amputados.
- La rodilla del lado amputado entregó un nivel de significancia de $p=0,221$, lo cual muestra igualdad de medias en los tres sujetos.
- En el tobillo del lado amputado el nivel de significancia fue $p=0,996$.
- En la cadera del lado no amputado la significancia fue de $p=0,982$.
- La rodilla del lado no amputado entregó un nivel de significancia de $p=0,150$.
- En el tobillo del lado amputado el nivel de significancia fue $p=0,929$.

Movimiento articular de cada amputado

El análisis cinemático de la marcha es la descripción de los detalles del movimiento humano, sin tener en cuenta las fuerzas internas o externas que lo causan. Este parámetro constituye una importante herramienta para la obtención de patrones normales y patológicos de locomoción. Además, se ha demostrado que es útil en la prescripción de tratamientos y también en la evaluación de resultados terapéuticos. En la tabla 15 se presentan los diferentes ángulos que se encuentran en las articulaciones inferiores durante la marcha normal en el plano sagital [61].

Tabla 15. Posición angular de las articulaciones durante la marcha normal

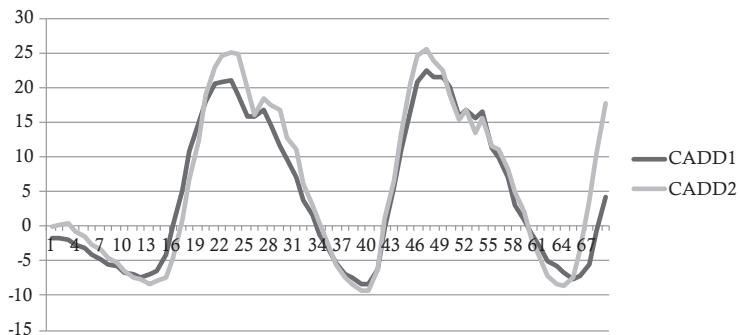
	CT	AP	AM	DT	DD	BI	BM	BT
Cadera Flex/Ext	30 f	30 f	10 f	-10 e	0	20f	30f	30f
Rodilla Flex/Ext	0	15 f	5 f	0	40 f	60f	30f	0
Tobillo Dor/Plant	0	-10 p	5 d	10d	-20p	-5 p	0	0

En los siguientes apartados se presenta el análisis del movimiento articular de la cadera, de la rodilla y del tobillo en cada paciente, del miembro amputado y del no amputado.

Cadera

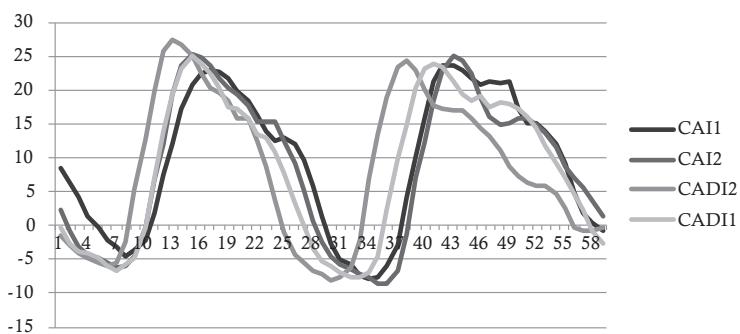
En la figura 44 (cadera lado sano izquierdo, paciente 1) y en la figura 45 se muestra la flexión y la extensión de cadera de la pierna no amputada del paciente 1. Se evidencia que esta se encuentra dentro de los rangos articulares esperados en un paciente amputado unilateral. Sin embargo, se ve una mayor hiperextensión de cadera durante la subfase de despegue de talón.

Figura 44. Cadera contralateral izquierdo (paciente 1)



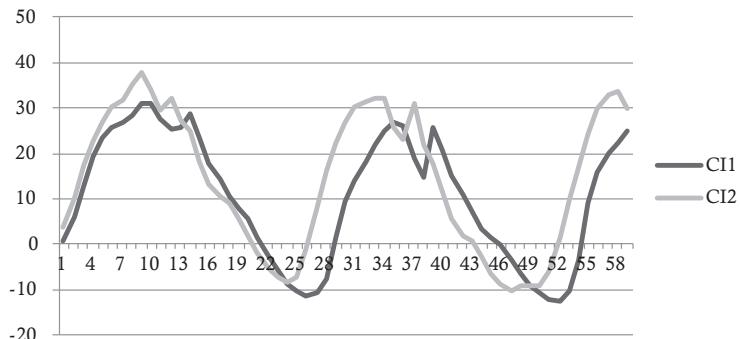
En la pierna amputada se refleja menor flexión y extensión de la cadera, así como un incremento en la fase de balanceo con respecto a la fase de apoyo (figura 46).

Figura 45. Cadera ipsilateral derecho (paciente 1)



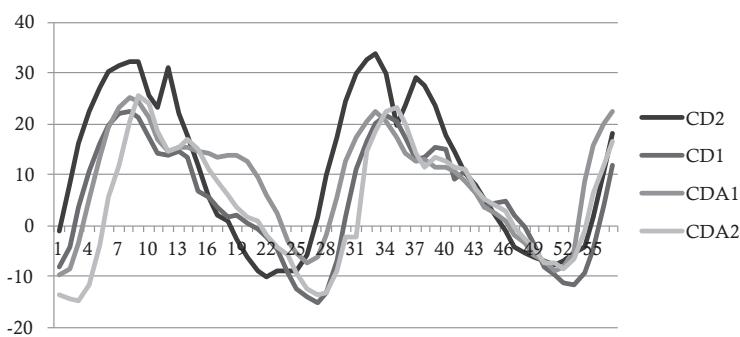
En las figuras 46 y 47 se muestra la flexión y la extensión del paciente 2, quien usaba una prótesis de prueba, y se refleja un aumento en la flexión y en la extensión de cadera. Este movimiento es compensado por el lado sano, el cual altera notoriamente su patrón de marcha.

Figura 46. Cadera contralateral izquierdo (paciente 2)



Se evidencia una asimetría en la marcha, de acuerdo con la cual el tiempo de apoyo aumenta en la pierna sana y disminuye en la amputada.

Figura 47. Cadera ipsilateral derecho (paciente 2)



El paciente 3 alcanza una extensión y flexión de cadera cercana a la de un paciente normal, lo cual se refleja en su patrón de marcha. Se intuye asimismo que esto se debe a la amplia actividad física que realiza este paciente (figuras 48 y 49).

Figura 48. Cadera contralateral derecho (paciente 3)

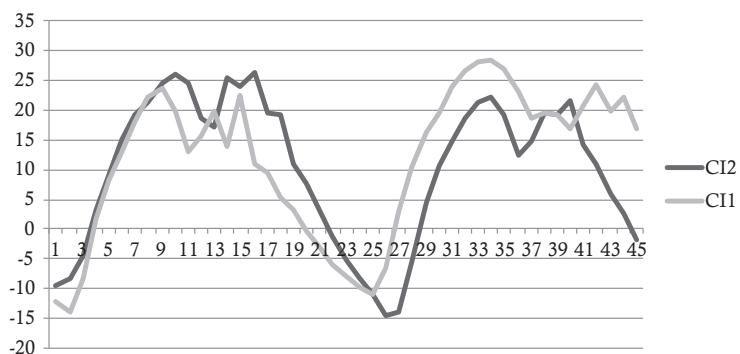
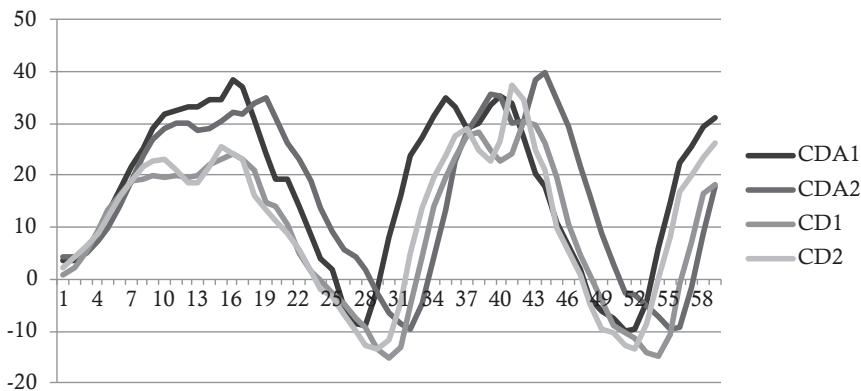


Figura 49. Cadera ipsilateral izquierdo (paciente 3)



Rodilla

A continuación se muestra la flexión y la extensión de rodilla en los tres pacientes amputados.

El paciente 1 presenta un aumento en la flexión de rodilla en casi 15° más. Aunque se aprecia una marcha con buena cadencia, se advierte así mismo un aumento en la flexión de la rodilla del lado amputado en casi 5° en el apoyo plantar. En la rodilla del lado sano se aprecia que no alcanza los 60° en el balanceo inicial (figuras 50 y 51).

Figura 50. Rodilla contralateral izquierdo (paciente 1)

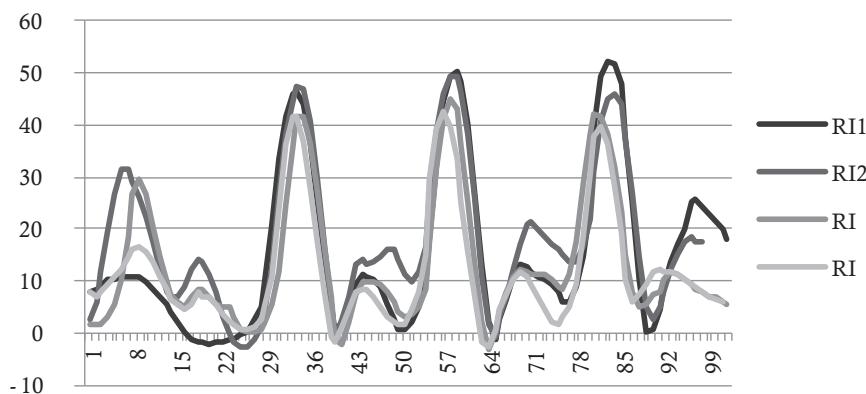
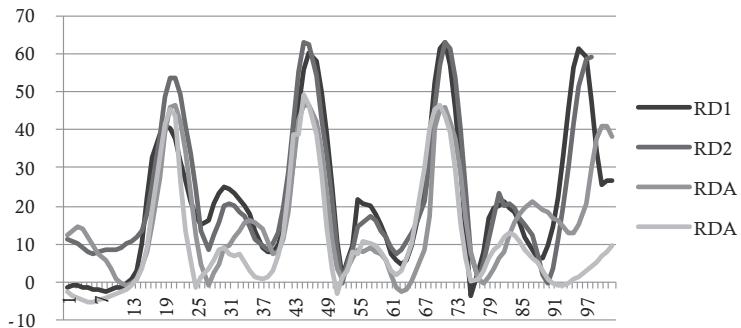


Figura 51. Rodilla ipsilateral derecho (paciente 1)



El paciente 3 presenta un movimiento articular acorde con el de la marcha normal, entre los 0° de flexión para contacto inicial y despegue de dedos, y alcanza los 60° en la rodilla protésica. Sin embargo, en la rodilla sana solo llega a los 50° de flexión en el balanceo inicial (figuras 52 y 53).

Figura 52. Rodilla contralateral derecho (paciente 3)

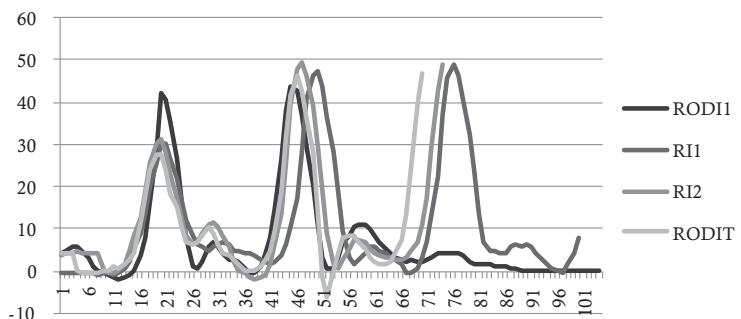
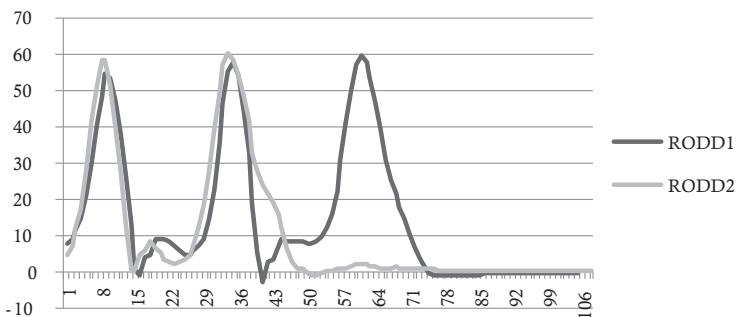


Figura 53. Rodilla ipsilateral izquierdo (paciente 3)



Tobillo

El paciente 2 presenta valores elevados para la flexión del tobillo sano y flexión casi nula en el tobillo amputado; se encuentra que no alcanza los 20° esperados en el despegue de dedos y se asume que ello se debe a la prótesis de prueba (figuras 54 y 55).

Figura 54. Tobillo contralateral izquierdo

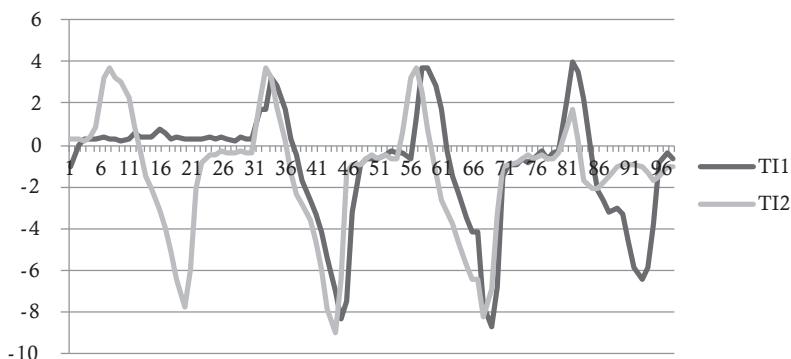
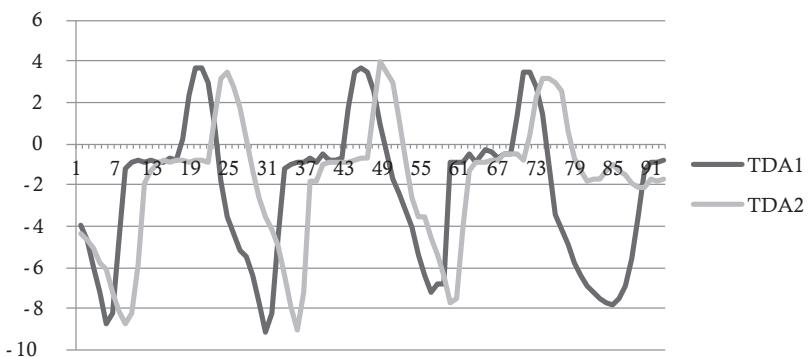


Figura 55. Tobillo ipsilateral derecho



Comparación entre sujetos

Una vez se evaluaron los sujetos, se analizó el comportamiento de la movilidad articular entre ellos en comparación con la movilidad articular de un sujeto normal en el plano sagital para un ciclo de marcha.

En cadera se pudo establecer que tiene valores simétricos a los de un sujeto normal. Sin embargo, la flexión de la cadera no alcanza los 30°; se presenta mayor diferencia en el paciente 3 (J), el cual tenía la prótesis de prueba. También se puede observar que en el lado no amputado la cadera tarda un poco más en ponerse en flexión, en comparación con la normal y con la pierna amputada, lo que refleja el grado mayor de esfuerzo al que se somete la pierna sana para compensar (figuras 56 y 57).

Figura 56. Cadera ipsilateral

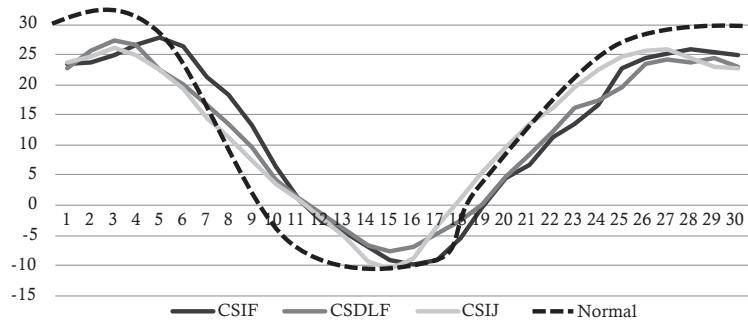
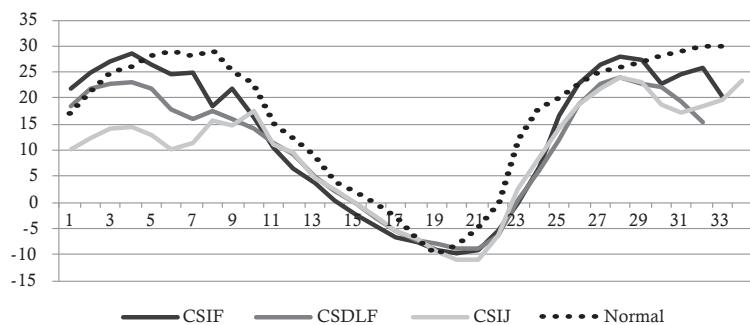


Figura 57. Cadera contralateral



En la rodilla del amputado transtibial unilateral se ve cómo se afecta la flexión de la rodilla en el contacto inicial y en el apoyo medio, también se advierte cómo alcanza unos valores de hiperextensión en el despegue de talón, lo cual se debe a la ausencia de flexión en el tobillo (figuras 58 y 59).

Figura 58. Rodilla ipsilateral

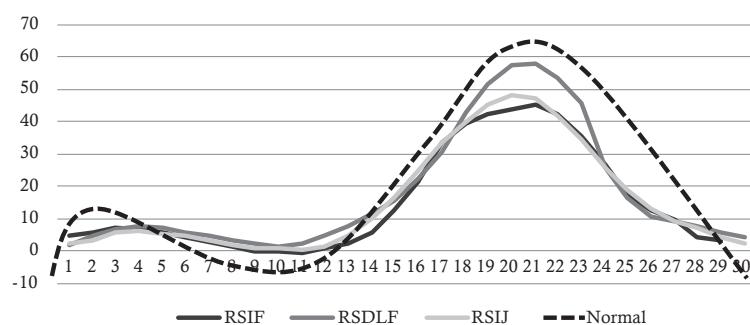
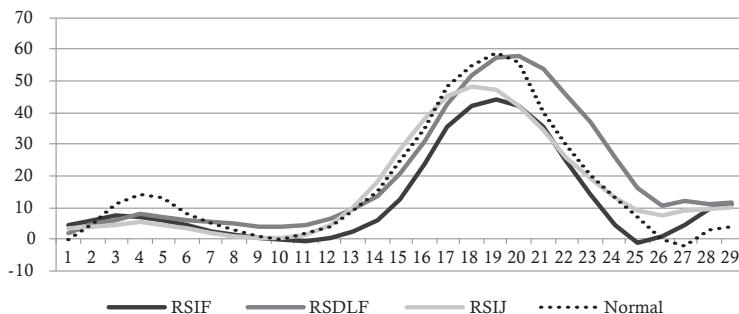


Figura 59. Rodilla contralateral



El tobillo del lado amputado presenta una variación importante, tanto en simetría como en valor nominal, y allí se puede evidenciar la diferencia entre el pie normal y el protésico. Se puede observar cómo el pie protésico no realiza la plantiflexión para liberar la energía necesaria para mover la rodilla, ni tampoco la dorsiflexión para amortiguar la energía durante el balanceo final. Entre tanto, el pie normal, aun cuando no alcanza una movilidad igual al de un sujeto con marcha normal, sí es más simétrico, pese a que la dorsiflexión es menor (figuras 60 y 61).

Figura 60. Tobillo ipsilateral

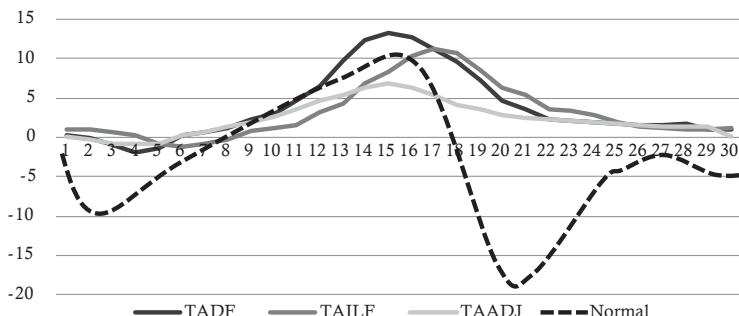
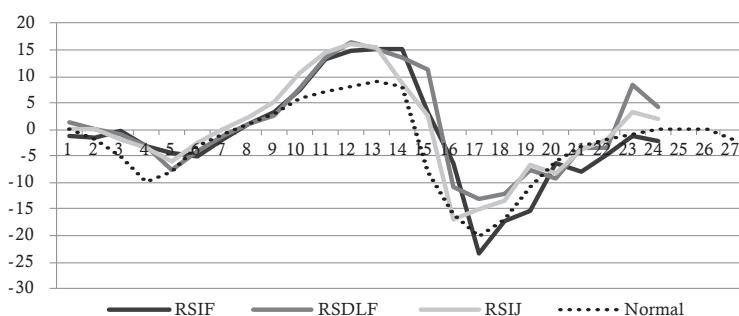


Figura 61. Tobillo contralateral

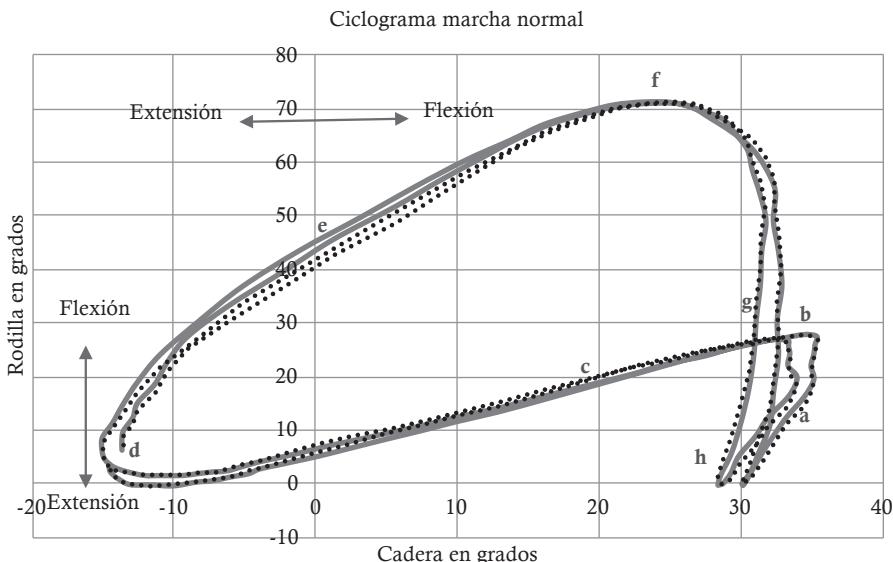


Esta comparación entre sujetos permite evidenciar que aquellos con amputación transtibial unilateral llevan a cabo estrategias de compensación motora que favorecen la disminución del peso sobre el lado amputado, lo cual genera un sobreesfuerzo en el lado no amputado. Particularmente, se refleja una variación significativa en la articulación de tobillo, pues se encuentra que no se presenta dorsiflexión en el pie protésico.

Análisis por ciclogramas

Puesto que la marcha es un proceso cíclico, se produce un bucle cerrado, razón por la cual esta también se puede evaluar a través de los diagramas llamados ángulo-ángulo o ciclogramas, en los cuales se puede ver la evolución en parte de un ciclo, en un ciclo o varios ciclos [62,63]. En este estudio se analizó un ciclo de marcha para cada amputado, para lo cual se graficó la flexión y la extensión de la cadera *versus* la flexión y la extensión de la rodilla. En el eje *x* se encuentra la cadera y en el eje *y* la rodilla. La magnitud de los gráficos es en ángulos (figura 62).

Figura 62. Ciclograma para análisis de la marcha: a) contacto inicial, b) respuesta a la carga, c) apoyo medio, d) apoyo terminal, e) prebalanceo, f) balanceo inicial, g) balanceo medio, h) balanceo terminal

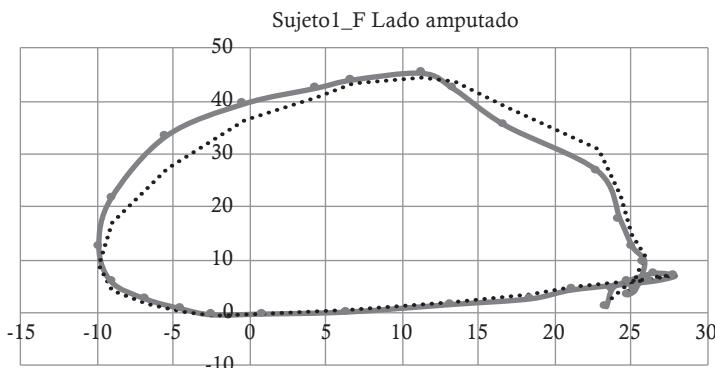


En la figura 63 se encuentra el sujeto 1, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de $1,7^\circ$, con una menor dorsiflexión en comparación con el pie normal, que inicia en 5° , lo que representa una diferencia de $\pm 3,3^\circ$. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen simétricamente, con valor máximo de flexión de $27,9^\circ$ para cadera y $6,2^\circ$ para rodilla, lo que evidencia una diferencia importante en rodilla de $\pm 8,8^\circ$. En apoyo terminal la rodilla alcanza el máximo de extensión en 1° , valor al que se encuentra ajustada la prótesis, mientras que

la cadera alcanza la máxima extensión en 7°, muy cerca a la de la marcha normal. En prebalanceo la rodilla alcanza una flexión de 39°, con una diferencia de $\pm 1^\circ$ de flexión en relación con la marcha normal, mientras que la cadera se encuentra neutra.

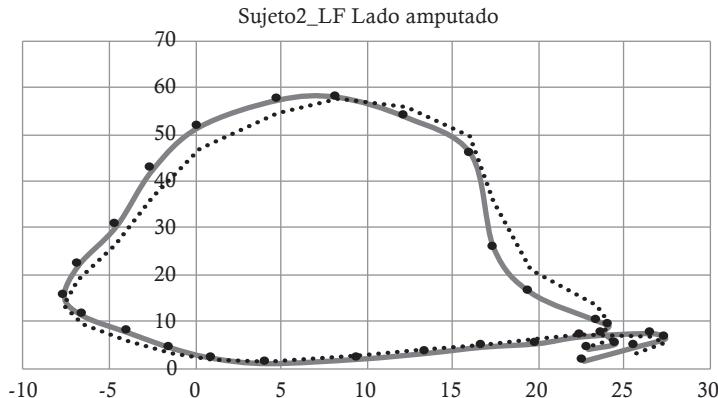
Durante la fase de balanceo, el punto máximo se logra en el balanceo inicial con una flexión de rodilla de 47°, mientras la cadera encuentra su punto de inflexión en 1° de flexión. Durante el balanceo medio la flexión de la rodilla decrece a 24°, mientras la cadera alcanza el mismo valor, siendo este un nuevo punto de inflexión para lograr el balanceo final; allí logra la flexión máxima en cadera de 28°, mientras que la rodilla se extiende hasta los 3°.

Figura 63. Ciclograma del sujeto 1 pierna amputada



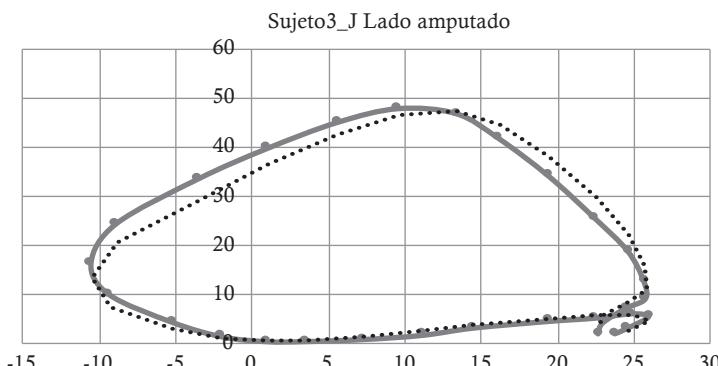
En la figura 64 se encuentra el sujeto 2, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de 1,2°, con una menor dorsiflexión comparado con el pie normal, lo que representa una diferencia de $\pm 3,8^\circ$. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen simétricamente. El valor máximo de flexión se sitúa en 26° para cadera y 7,8° para rodilla, lo que evidencia una diferencia importante en rodilla de $\pm 6,2^\circ$. En apoyo terminal la rodilla alcanza el máximo de extensión en 3°, valor al que se encuentra ajustada la prótesis, mientras que la cadera ha alcanzado la máxima extensión en 7°, muy cerca de la marcha normal. En prebalanceo, la rodilla alcanza una flexión de 50°, con una diferencia de $\pm 10^\circ$ de flexión en relación con la marcha normal, mientras la cadera se encuentra neutra.

Durante la fase de balanceo, el punto máximo se logra en el balanceo inicial, con una flexión de rodilla de 57°, mientras la cadera encuentra su punto de inflexión en 8° de flexión. En el balanceo medio la flexión de la rodilla decrece con mayor razón de cambio, hasta llegar a 18°, mientras la cadera alcanza el mismo valor. Se presenta una diferencia significativa de $\pm 12^\circ$ en relación con la marcha normal. En el balanceo final se logra la flexión máxima en cadera de 23°, mientras que la rodilla se extiende hasta los 5°.

Figura 64. Ciclograma del sujeto 2 pierna amputada

En la figura 65 se encuentra el ciclograma del sujeto 3, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de 2° , con una menor dorsiflexión en comparación con el pie normal, lo que representa una diferencia de $\pm 3^\circ$. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen simétricamente, el valor máximo de flexión es 26° para cadera y 6° para rodilla, lo que evidencia una diferencia importante en rodilla de $\pm 9^\circ$. En apoyo terminal la rodilla alcanza el máximo extensión en 18° , valor al que se encuentra ajustada la prótesis, dado que es una prótesis de prueba. La cadera alcanza la máxima extensión en 12° , muy cerca de la marcha normal, y en prebalanceo la rodilla alcanza una flexión de 38° , con una diferencia de $\pm 2^\circ$ de flexión en relación con la marcha normal, en tanto que la cadera permanece neutra.

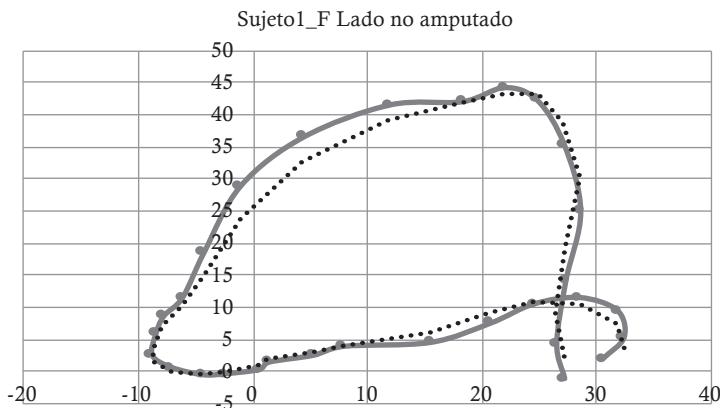
Durante la fase de balanceo el punto máximo se logra en el balanceo inicial, con una flexión de rodilla de 49° , mientras que la cadera encuentra su punto de inflexión en 11° de flexión. Durante el balanceo medio la flexión de la rodilla disminuye a 25° , en tanto que la cadera alcanza el mismo valor, con lo cual hay una diferencia significativa de $\pm 5^\circ$ en relación con la marcha normal. En el balanceo final se logra la flexión máxima en cadera de 26° , mientras que la rodilla se extiende hasta los 7° .

Figura 65. Ciclograma del sujeto 3 pierna amputada

En la figura 66 se encuentra el sujeto 1, la pierna no amputada, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de $2,2^\circ$, con una menor diferencia con respecto a la pierna amputada. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen de manera simétrica, con un valor máximo de flexión de 32° para cadera y 12° para rodilla; es decir, mayor movilidad en las articulaciones en relación con la pierna amputada y dentro del rango de valores normales. En apoyo terminal la rodilla se encuentra neutra, mientras que la cadera alcanza la máxima extensión de 9° , muy cerca de la marcha normal. En prebalanceo, la rodilla alcanza una flexión de 40° , mientras que la cadera se flexiona 6° .

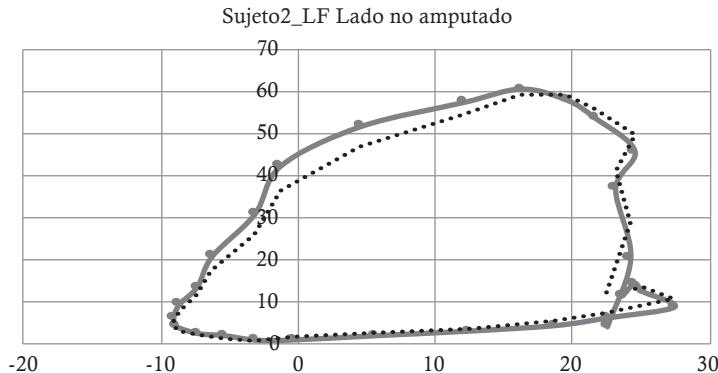
Durante la fase de balanceo el punto máximo se logra en el balanceo inicial, con una flexión de rodilla de 45° , mientras que la cadera encuentra su punto de inflexión en 23° de flexión. En el balanceo medio la flexión de la rodilla decrece a 25° , en tanto que la cadera alcanza el mismo valor. Este es un nuevo punto de inflexión para lograr el balanceo final, donde logra la flexión en cadera de 27° , mientras que la rodilla se extiende hasta los 3° .

Figura 66. Ciclograma del sujeto 1 pierna no amputada



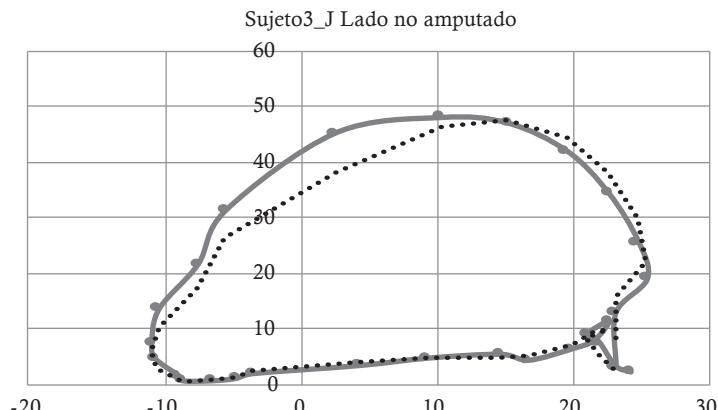
En la figura 67 se encuentra el sujeto 2, la pierna no amputada, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de 4° , con una menor diferencia con respecto a la pierna amputada. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen de manera simétrica, con un valor máximo de flexión de 27° para cadera y 15° para rodilla; es decir, mayor movilidad en las articulaciones en relación con la pierna amputada y dentro del rango de valores normales. En apoyo terminal la rodilla se encuentra flexionada 4° , mientras que la cadera alcanza la máxima extensión de 9° , muy cerca de la marcha normal. En prebalanceo, la rodilla alcanza una flexión de 44° , mientras que la cadera permanece neutra.

Durante la fase de balanceo, el punto máximo se logra en el balanceo inicial, con una flexión de rodilla de 62° , mientras que la cadera encuentra su punto de inflexión en 16° de flexión. Durante el balanceo medio la flexión de la rodilla decrece a 24° , mientras que la cadera llega a los 22° de flexión. En el balanceo final, la cadera se flexiona 23° , mientras que la rodilla se extiende hasta los 3° .

Figura 67. Ciclograma del sujeto 2 pierna no amputada

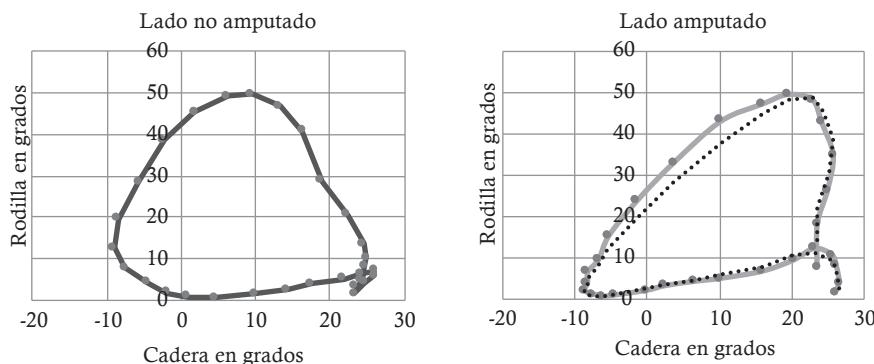
En la figura 68 se presenta el ciclograma del sujeto 3 de la pierna no amputada, en cuyo caso se encontró que en la fase de apoyo presenta una flexión de 4° , con una menor diferencia con la pierna amputada. También se evidencia que durante la fase de apoyo la rodilla y la cadera decrecen de manera simétrica, con el valor máximo de flexión en 24° para cadera y 3° para rodilla; es decir, mayor movilidad en las articulaciones en relación con la pierna amputada y dentro del rango de valores normales. En apoyo terminal la rodilla se encuentra flexionada 7° , mientras que la cadera alcanza la máxima extensión de 12° , muy cerca de la marcha normal. En prebalanceo, la rodilla alcanza una flexión de 42° , mientras que la cadera permanece neutra.

Durante la fase de balanceo el punto máximo se logra en el balanceo inicial, con una flexión de rodilla de 48° , mientras que la cadera encuentra su punto de inflexión en 12° de flexión. Durante el balanceo medio la flexión de la rodilla decrece a 18° , mientras que la cadera llega a los 25° de flexión. En el balanceo final la cadera se flexiona 23° , mientras que la rodilla se extiende hasta los 3° .

Figura 68. Ciclograma del sujeto 3 pierna no amputada

En la figura 69 se presentan los ciclogramas de la pierna amputada *versus* la pierna no amputada, se encuentra que hay mayor flexión de rodilla en el lado amputado en la fase de respuesta a carga; sin embargo, está por debajo de la marcha normal. La flexión de rodilla y la de cadera decrecen de manera simétrica, pero en la pierna amputada decrece más rápido. En ambas piernas se produce una extensión de cadera de $\pm 10^\circ$; no obstante, en la pierna amputada se presenta menor flexión de rodilla en comparación con la pierna no amputada. En prebalanceo, mientras la cadera permanece neutra en el lado amputado, la flexión de cadera solo alcanza los 25° , en tanto que la no amputada llega a los 40° , como en marcha normal. La flexión máxima de rodilla en ambas piernas es similar, alcanza los 50° . Este valor está por debajo de la marcha normal. En balanceo medio en la pierna amputada la flexión de rodilla y la de tobillo son iguales, alrededor de los 23° , mientras que en la no amputada no se encuentra un punto de igualdad; por el contrario, se presenta una diferencia de $\pm 5^\circ$. El balanceo terminal en ambos casos es similar al de la marcha normal.

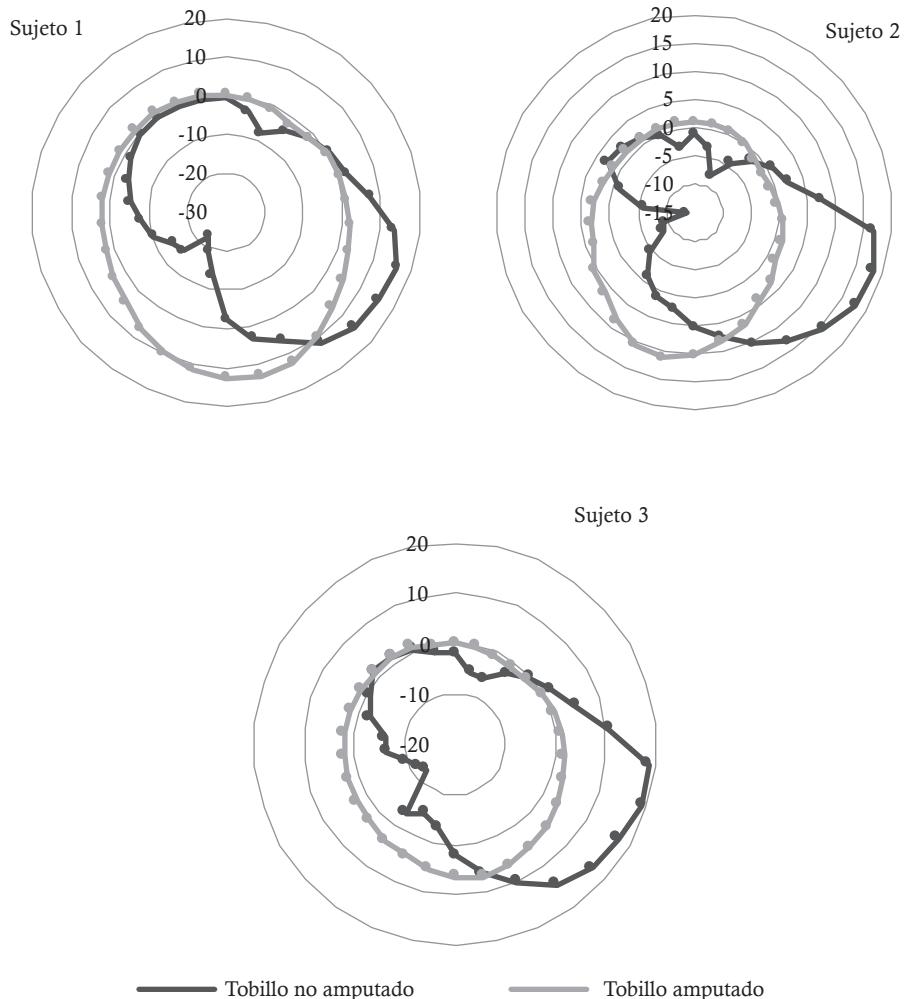
Figura 69. Comparación de la pierna amputada y la no amputada durante la marcha transtibial



Movilidad del tobillo en un amputado transtibial

Como se mencionó al inicio de esta investigación, el pie protésico utilizado es un pie dinámico, por lo que presenta una plantiflexión inferior a la del pie normal. Alcanza $\pm 2^\circ$ en la fase de respuesta a carga, en comparación con el pie no amputado que logra los $\pm 8^\circ$ de plantiflexión. En apoyo medio el tobillo amputado alcanza $\pm 9^\circ$ de dorsiflexión, mientras que el tobillo no amputado logra $\pm 18^\circ$, flexión requerida para compensar el pie protésico. Durante la fase de balanceo la dorsiflexión en ambos pies decrece, en el pie amputado a $\pm 3^\circ$, mientras que el pie no amputado alcanza una plantiflexión en $\pm 26^\circ$. En la fase de balanceo terminal los dos tobillos tienden a neutro (figura 70).

Figura 70. Comparación de los tobillos del lado amputado y los del lado no amputado para todos los sujetos



Discusión

Estudio estático

En alineación del *socket* se comprobó que el COP del lado amputado se encuentra medial y anterior al contralateral, lo cual concuerda con los hallazgos de Isakov *et al.* [20]. Existe movimiento del COP en ambas extremidades en las direcciones medial-lateral y anteroposterior, lo cual comprueba que la bipedestación no es un estado estático [64-66]. La valoración de los cambios en el COP se realiza con el uso de la desviación estándar. La actividad de la extremidad contralateral en la dirección anteroposterior fue significativamente más alta en comparación con el lado amputado. Esta conclusión coincide con Isakov *et al.* [20] y con Kendall *et al.* [67]. El movimiento medial-lateral del COP es bajo; el lado no amputado es el de mayor variación en este plano. Por el movimiento del COP el sujeto debe compensar para no perder estabilidad, lo cual lleva a cabo con la posición de las articulaciones. De allí que la mayor variación en las articulaciones se presente en la rodilla de la pierna no amputada. La otra articulación con alta variabilidad es el tobillo de la misma pierna, lado donde se presenta la mayor variación del COP [65,66]. La menor variación se da en el tobillo de la prótesis, lo que confirma su escasa contribución a la estabilidad postural, debido a que esta estructura es mecánicamente fija y los cambios que se presentan se deben a la flexibilidad de la fibra de carbono. Con respecto a la cadera, la contribución es mayor en el lado amputado.

Al variar la ubicación angular en plano sagital del *socket* el análisis mostró que se presenta alta movilidad de la posición del COP, con mayor incidencia en el plano sagital, movimiento anteroposterior. Con el encaje en extensión la ubicación del COP en eje anteroposterior del lado no amputado presenta el mayor desplazamiento y se posiciona posteriormente en comparación con el punto cuando la prótesis está alineada. En caso contrario, en el lado amputado se desplaza anteriormente. Si el encaje está desalineado en flexión, el eje anteroposterior del COP del lado amputado se desplaza posteriormente. En el contralateral la ubicación depende del ángulo del encaje. Las mediciones del COP en el eje medial-lateral no muestran diferencias significativas en ninguna de las dos extremidades. Estos hallazgos están de acuerdo con Isakov *et al.* [20].

El efecto de la ubicación del encaje sobre las diferentes variables biomecánicas incluidas en la investigación se examinó con el análisis de los datos, se aplicó el estadístico de Spearman para obtener el coeficiente de correlación entre el ángulo del

socket y los ejes del COP. En el eje medial-lateral el coeficiente es inferior a 0,3, lo cual revela que el efecto de la ubicación angular del *socket* en este eje es mínimo. De allí que el COP presente bajo desplazamiento medial-lateral. En cuanto al eje anteroposterior, el coeficiente es mayor a 0,7, es decir, la posición del *socket* influye de manera significativa sobre la ubicación del COP en este eje.

En los rangos articulares se determina que los sujetos ajustan las articulaciones cuando hay una alineación incorrecta; el tobillo del lado no amputado es el de mayor movimiento cuando el encaje está en extensión. La rodilla de este lado también presenta alta variación. Este reporte concuerda con Isakov *et al.* [21] y con Xiaohong *et al.* [18]. Con el encaje en flexión la rodilla del lado amputado es donde mayor incidencia se tiene, seguida del tobillo del lado no amputado. Así, en la pierna no amputada las articulaciones de rodilla y tobillo están en flexión sin tener en cuenta la ubicación del encaje. El comportamiento de la articulación de la cadera varía dependiendo del ángulo del encaje. En la pierna amputada tanto la rodilla como el tobillo siguen los movimientos del encaje; esto es, si el encaje se encuentra en flexión estas dos articulaciones también, y si se encuentra en extensión las articulaciones igualmente lo están. Se debe anotar que el movimiento del tobillo es mínimo, menos de un grado. En el caso de la cadera, su posición angular se altera según la posición del ángulo del encaje. Las variaciones de los ángulos de las articulaciones se deben a los mecanismos de control de estabilidad que realizan los pacientes para no perder el equilibrio y caerse. Entonces, el tobillo del lado no amputado es el que más aporte hace al mecanismo de compensación cuando el encaje está en extensión, y en flexión es la rodilla del lado no amputado. El coeficiente de correlación de Spearman para los rangos articulares de cadera fue superior a 0,2, en rodilla 0,7 y en tobillo 0,07, lo cual demuestra que hay dependencia entre los ángulos de las articulaciones y el ángulo del encaje.

La distribución del peso corporal sobre cada una de las extremidades se encuentra cerca del 50% del peso, lo cual muestra que las personas amputadas tienden a equilibrar la distribución de peso para mantener estabilidad [20,21,60]. El valor del coeficiente de correlación de Spearman es cercano a cero; luego, no hay influencia de la ubicación del *socket* sobre la distribución de peso en la superficie plantar.

Estudio dinámico

El movimiento articular de los miembros inferiores de los sujetos estudiados fue comparado con los parámetros de una marcha normal, con base en la literatura. En el estudio dinámico los sujetos participantes en todo momento tuvieron la alineación correcta de la prótesis. En cuanto a los sujetos a quienes se les realizó variación de la alineación estática para analizar los efectos en el plano sagital, solo se consideró cuando tenían la alineación correcta. Para futuros análisis, se requiere un estudio en los tres planos, así como el análisis de los parámetros espaciotemporales y electromiográfico; esto permitiría ver si existen desviaciones de la marcha por debilidad muscular.

En todos los casos se comprobó que existe mayor variabilidad en el lado amputado que en el lado sano y mayor diferencia en el tobillo. También se encontró que el periodo de doble apoyo es mayor en el amputado que en la marcha normal, lo cual se

puede asociar al aumento en el consumo energético que se requiere para sostener el peso del cuerpo en un solo pie. Esto sugiere que los sujetos no realizan la carga total en el amputado transtibial, lo cual concuerda con estudios como los de Perry y Hart, donde el miembro amputado altera el desempeño biomecánico en forma compensatoria. En el caso del amputado con prótesis de prueba puede ser por una inapropiada adaptación a esta.

Dado que este estudio se realizó en el plano sagital, no fue posible analizar la inclinación de la pelvis en el plano frontal; sin embargo, de manera observacional sí se pudo identificar que el sujeto con prótesis de prueba desarrolla una inclinación lateral de la pelvis mayor a la normal, y se presentó un caso de Trendelenburg, lo que sugiere que no controla de manera adecuada el centro de gravedad y por tanto aumenta el consumo de energía.

El análisis realizado en el plano sagital evidenció la alineación de la prótesis y los efectos en la marcha para cada sujeto. Se proponer realizar un estudio de los efectos de la desalineación estática de prótesis durante la marcha del amputado; sin embargo, esta requiere un manejo limitado, ya que la estabilidad del paciente se puede ver comprometida. También se deja previsto realizar un análisis de la alineación dinámica para esta población.

Con los diagramas ángulo, ángulo o ciclogramas se puede concluir que, en general, en el amputado transtibial durante la fase de apoyo se presenta similitud con la marcha normal. Por ejemplo, en la subfase de respuesta a carga disminuye la flexión de rodilla y cadera, en apoyo medio se presenta un descenso simétrico de cadera y rodilla, mientras que en apoyo terminal disminuye la extensión de cadera. En prebalanceo la flexión de la rodilla disminuye en casi 10° en relación con la marcha normal, mientras que la cadera permanece neutra.

En cuanto a la fase de balanceo, en balanceo inicial se alcanza la máxima flexión de rodilla. En el caso del amputado está por debajo entre 10 y 15° en relación con la normal, a diferencia de la marcha normal donde durante el balanceo medio no se encuentran en igual grado de flexión con la rodilla; sin embargo, sí se presenta una aproximación de estas. En balanceo terminal la rodilla y la cadera se presentan de forma similar.

Trabajo futuro

Una investigación por realizar, tomando como base los hallazgos descritos en este documento, consiste en analizar el comportamiento de los ángulos y el COP y contrastarlos como medida de estabilidad postural de las personas amputadas.

En futuras investigaciones se sugiere ampliar el número de sujetos participantes en el estudio, para así ampliar la base de datos generada en la presente investigación. Una mezcla representativa de hombres y mujeres que hayan sufrido amputación por diferentes causas permitiría resultados generalizados a la población amputada. Anteriores investigaciones han demostrado que los pacientes vasculares con amputación transtibial han reducido la capacidad de equilibrio, en comparación con aquellos con amputación por causa traumática, y asimismo que los hombres y las mujeres difieren

significativamente en los movimientos y el tiempo de reacción [68]. Todos los sujetos que intervinieron en la investigación presentan amputación por causa traumática, específicamente mina antipersona.

La longitud del segmento corporal residual afecta el brazo de palanca entre este segmento y la prótesis. En la investigación no se tuvo en cuenta este parámetro, el cual ayudaría a comprender mejor la afectación de la ubicación del encaje sobre variables biomecánicas del amputado.

Los resultados presentados son específicos para las prótesis transtibiales y de un tipo en particular: sistema de suspensión por encaje interno y perno (*liner* y *pin*), y pie de alta actividad en fibra de carbono. La inclusión de información adicional sobre diferentes tipos de prótesis debe ser un foco de trabajo futuro en esta área. Estudios clínicos han mostrado que existen diferencias en la función mecánica de los diferentes tipos de pies protésicos que pueden alterar el comportamiento de las variables biomecánicas de un paciente protésico [69].

El estudio de la alineación se ve afectado por los otros componentes de la prótesis, la posición del pie protésico y el pilón, pues el tipo y la alineación de cada componente protésico se convierte en una propuesta para conocer el comportamiento de la estabilidad postural.

Realizar mediciones de la afectación de los músculos puede ayudar a entender la perturbación del cuerpo humano con una inadecuada alineación, ya que la variación de los rangos articulares se relaciona con la actividad muscular. Hay estudios que muestran que el cambio en la alineación de la prótesis influye en la actividad muscular [68].

Con el fin de aumentar la comprensión de la mala alineación de la prótesis se podría registrar la retroalimentación del sujeto con respecto a la percepción de las perturbaciones introducidas durante los ensayos de la investigación. Esto mostraría si estos pueden reflejar directamente los efectos mecánicos de la alineación estática.

Conclusiones

- En primera instancia, por los datos tomados y analizados estadísticamente, se llega a la conclusión de rechazar la hipótesis nula de igualdad intersetores, pues existe variabilidad entre los sujetos tanto en los rangos articulares de miembro inferior como en la distribución de fuerzas plantares en pacientes amputados transtibiales a causa de trauma por minas antipersona que se encuentran en posición de bipedestación. No se pudo establecer un rango de datos en ninguno de los parámetros que describiera su comportamiento. Sin embargo, sí se pudo observar la existencia de algunas conductas generalizadas en el grupo, las cuales se describen a continuación.
- El desplazamiento anterior del COP en el lado ipsilateral está relacionado con la flexión del *socket* y el desplazamiento posterior con su extensión. Se halló que la variación del ángulo del *socket* afecta directamente a la ubicación en Y del COP.
- En el lado contralateral el COP se desplaza posteriormente en el eje Y cuando el *socket* se encuentra en extensión. Al ubicarlo en flexión el valor del COP varía dependiendo del ángulo del encaje.
- En cuanto a la posición del COP en el eje X, tanto en el lado contralateral como en el ipsilateral la variación es baja, con independencia del ángulo del *socket*. Lo anterior indica baja dependencia entre el ángulo del *socket* y la posición X del COP.
- En los rangos articulares, las articulaciones de los miembros inferiores se ven afectadas por la posición del *socket*; se presentan mecanismos de compensación del individuo para mantener la línea de carga en posición tal que tenga estabilidad.
- En el contralateral las articulaciones de rodilla y tobillo están en flexión cuando el *socket* se encuentra en flexión; la cadera está en extensión. Al posicionar el *socket* en extensión la rodilla y el tobillo se ubican en flexión. El comportamiento de la cadera varía de acuerdo con el ángulo del *socket*.
- Tanto la rodilla como el tobillo del lado ipsilateral siguen los movimientos del *socket*; esto es, si el *socket* se encuentra en flexión estas dos articulaciones también lo están, y lo mismo si se encuentra en extensión. Caso contrario en

la cadera, lo cual permite suponer que esta última es la encargada de realizar la compensación.

- La distribución de peso sobre los pies no presenta diferencia significativa entre los dos. Se presenta un valor pico en la zona del talón del lado no amputado, mientras que el lado amputado tiene el valor pico en la región de las cabezas metatarsianas. Esto puede deberse al tipo de pie de la prótesis.
- La alineación del *socket* afecta de forma severa la ubicación del COP en la planta de los pies, también se afectan los rangos articulares de miembros inferiores, y esto permite concluir que la vertical gravitatoria se desplazará en la base de sustentación, haciendo que las cargas mecánicas se distribuyan de forma inadecuada.
- No se pudo establecer un rango de valores de ángulos articulares ni de posición del centro de presión asociado con cada grado de variación del *socket*, ya que cada individuo medido presenta diferente mecanismo de compensación; así mismo, algunos individuos tienen un ángulo predeterminado en el *socket*, lo cual hace que se alteren los parámetros cinemáticos.
- Xiaohong *et al.* [18] encontraron que la alineación angular tiene efecto en la distribución de la presión plantar y en la magnitud de la presión en el lado amputado. Igualmente, hallaron que al afectar la alineación en el plano sagital el centro de presión se desplaza en dirección anteroposterior, lo cual corrobora los hallazgos hechos en el presente estudio.
- Existe relación entre la ubicación angular del *socket* y los rangos articulares, así como con el movimiento del COP en el eje anteroposterior. Esta relación se obtuvo estadísticamente empleando el coeficiente de relación de Spearman. Al analizar la relación entre la posición del *socket* y la distribución de fuerzas en la superficie plantar, se obtuvo un coeficiente de cero, lo cual indica que no hay relación.
- No se han encontrado estudios previos del comportamiento de los rangos articulares al realizar variación de posición del *socket*, lo que puede deberse al comportamiento postural que asumen los amputados para compensar la pérdida del segmento.
- La desviación estándar de los rangos articulares muestra que cuando el *socket* se encuentra en extensión la cadera de lado contralateral tiende a variar más en comparación con la cadera ipsilateral. Con el *socket* en flexión la mayor variación la presenta la cadera ipsilateral. El comportamiento de la rodilla ipsilateral al variar el *socket* tiende a variar más que la rodilla contralateral.
- El amputado transtibial unilateral tiene una marcha a velocidad y cadencia un poco más lenta, pero con un patrón cinemático simétrico. Sin embargo, a nivel cinético se han descrito disparidades entre ambas extremidades inferiores. En particular, los sujetos con amputación transtibial unilateral apoyan más tiempo y cargan más sobre su extremidad inferior contralateral, lo cual ocasiona patologías en esta extremidad.

Referencias bibliográficas

- [1] M. Leblanc, “Give hope - give a hand - The LN-4 prosthetic hand”, 2008. [En línea]. Disponible: <http://www.stanford.edu/class/engr110/2011/LeBlanc-03a.pdf> [acceso: 1.º-oct-2013].
- [2] Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE), Censo 2005, “Discapacidad personas con limitaciones permanentes”, 2006. [En línea]. Disponible: <http://www.dane.gov.co/files/censo2005/discapacidad.pdf> [acceso: 03-oct-2013].
- [3] Dirección Contra Minas, “Víctimas de minas antipersonal”, 2014. [En línea]. Disponible: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx> [acceso: 03-oct-2014].
- [4] M. A. González, O. Cohí y F. Salinas, *Amputación de extremidad inferior y discapacidad: Prótesis y rehabilitación*. Barcelona: Masson, 2005.
- [5] M. S. Pinzur, W. Cox, J. Kaiser, T. Morris, A. Patwardhan y L. Vrbos, “The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with transtibial amputation: a preliminary report”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 32, no. 4, pp. 373-78, 1995.
- [6] T. Kobayashi, M. S. Orendurff, M. Zhang y D. Boone, “Effect of alignment changes on sagittal and coronal socket reaction moment interactions in transtibial prostheses”, *J. Biomech.*, vol. 46, no. 7, pp. 1343-50, 2013.
- [7] H. M. Seelen, S. Anemaat, H. M. H. Janssen y J. H. M. Deckers, “Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait”, *Clin. Rehabil.*, vol. 17, no. 7, pp. 787-96, 2003.
- [8] C. M. Barona, S. F. Calvo, D. Roa y B. González, “Colombia y las minas antipersonal”, Bogotá, 2000. [En línea]. Disponible: <https://www.unicef.org/co-lombia/pdf/minas.pdf>
- [9] Consejería Presidencial para los Derechos Humanos, *Atlas del impacto regional del conflicto armado en Colombia. Dinámicas locales y regionales en el período 1990-2013*.

- Bogotá, 2014. [En línea]. Disponible: <http://www.derechoshumanos.gov.co/observatorio/publicaciones/Documents/150422-atlas-impacto.pdf>
- [10] M. J. Ramos, “Rehabilitación del amputado”. [En línea]. Disponible: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/rehabilitacion_del_amputado.pdf [acceso: 20-sep-2013].
- [11] D. Boone, T. Kobayashi, T. G. Chou, A. K. Arabian, K. L. Coleman, M. S. Orendurff y M. Zhang, “Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses”, *Gait Posture*, vol. 37, no. 4, pp. 620-26, 2012.
- [12] P. Sewell, S. Noroozi, J. Vinney, R. Amali y S. Andrews, “Static and dynamic pressure prediction for prosthetic socket fitting assessment utilising an inverse problem approach”, *Artif. Intell. Med.*, vol. 54, no. 1, pp. 29-41, 2012.
- [13] M. J. Nederhand, E. H. F. Van Asseldonk, H. van der Kooij y H. S. Rietman, “Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side”, *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 27, no. 1, pp. 40-45, 2012.
- [14] M. L. Ocampo, L. M. Henao y V. Lorena, *Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física*. Bogota: Universidad del Rosario, 2010.
- [15] L. A. Luengas, E. Camargo y G. Sánchez, “Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. amputados transtibiales”, *Rev. Tecnura*, vol. 17, pp. 60-68, 2013.
- [16] L. A. Luengas, M. A. Gutiérrez y E. Camargo, “Estudio de fuerzas en la bipedestación estática”, *Visión Electrónica*, vol. 8, no. 2, pp. 75-79, 2014.
- [17] S. Blumentritt, T. Schmalz, R. Jarasch y M. Schneider, “Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 23, no. 3, pp. 231-38, 1999.
- [18] J. Xiaohong, L. Xiaobing, D. Peng y Z. Ming, “The influence of dynamic trans-tibial prosthetic alignment on standing plantar foot pressure”, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 7, pp. 6916-18, 2005.
- [19] L. Xiaobing, J. Xiaohong, D. Peng y F. Lidan, “Influence of shoe-heel height of the trans-tibial prosthesis on static standing biomechanics”, *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 5, pp. 5227-29, 2005.
- [20] E. Isakov, J. Mizrahi, Z. Susak, I. Ona y N. Hakim, “Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees”, *Clin. Biomech.*, vol. 9, no. 4, pp. 258-62, 1994.

- [21] E. Isakov, J. Mizrahi, H. Ring, Z. Susak y N. Hakim, “Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 73, no. 2, pp. 174-78, 1992.
- [22] B. Paráková, M. Miková y M. Janura, “The influence of prostheses and prosthetic foot alignment on postural behavior in transtibial amputees”, *Acta Univ. Palacki. Olomuc. Gymnica*, vol. 37, no. 4, pp. 37-44, 2007.
- [23] J. R. Engsberg, T. L. Allinger y J. A. Harder, “Standing pressure distribution for normal and below-knee amputee children”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 13, no. 3, pp. 152-155, 1989.
- [24] J. R. Engsberg, K. C. Aldridge y J. A. Harder, “Lower limb intersegmental forces for below-knee amputee children during standing”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 15, no. 3, pp. 185-91, 1991.
- [25] D. J. Winarski y J. R. Pearson, “Perturbation of prosthesis alignment and its effect on below-knee amputees”, en *Proceedings of the Sixth New England Bioengineering Conference*, D. Jaron, Ed. Pergamon, 1978, pp. 149-52.
- [26] J. M. Van Velzen, H. Houdijk, W. Polomski y C. A. M. Van Bennekom, “Usability of gait analysis in the alignment of trans-tibial prostheses: A clinical study”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 29, no. 3, pp. 255-67, 2005.
- [27] D. G. Smith, “Transtibial amputations: successes and challenges”, *inMotion*, vol. 13, no. 4, pp. 57-63, 2003.
- [28] M. Saleh y G. Murdoch, “In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment”, *J. Bone Jt. Surg Br*, vol. 67-B, no. 2, pp. 237-41, 1985.
- [29] C. M. Powers, L. A. Boyd, L. Torburn y J. Perry, “Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle LightFoot”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 34, no. 1, pp. 9-18, 1997.
- [30] Vicepresidencia de la República, “Glosario nacional básico general de términos de acción integral contra minas antipersonal”, 2012. [En línea]. Disponible: http://www.accioncontraminas.gov.co/prensa/Documents/glosario_terminos_accion_contra_minas.pdf [acceso: 20-nov-2015].
- [31] “Las minas mas odiadas de Colombia”. s.f. [En línea]. Disponible: <http://www.taringa.net/posts/offtopic/4663356/Las-minas-mas-odiadas-de-colombia.html> [acceso: 20-nov-2015].
- [32] Ministerio de Defensa, “Manual de derecho internacional de conflictos armados”, 2010. [En línea]. Disponible: http://issuu.com/ceepade/docs/manual_derecho_humanitario [acceso: 20-nov-2015].
- [33] B. Hart, “Transtibial amputees - Gait adaptations in lower limb amputees”, 2012. [En línea]. Disponible: <http://prostheticgait.weebly.com/transtibial-amputees.html> [acceso: 20-nov-2015].

- [34] Allbiz, “Protesis transtibiales”. [En línea]. Disponible: http://www.gt.all.biz/prtesis-transtibiales-g7220#.VeW7_1_Oko [acceso: 20-sep-2013].
- [35] S. Salazar, “Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de rodilla”. [Tesis], Universidad CES, 2012.
- [36] A. N. Rivera, “Prótesis transtibial”. Universidad de Puerto Rico, Puerto Rico, 2004.
- [37] V. García, M. García y K. Hernández, “Diseño de prótesis mioeléctrica”. [Tesis], Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, 2004.
- [38] E. Camargo, L. Luengas y M. Balaguera, “Respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo”, *Visión Electrónica*, no. 2, pp. 82-92, 2012.
- [39] M. S. Zahedi, W. D. Spence, S. E. Solomonidis y J. P. Paul, “Alignment of lower-limb prostheses”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 23, no. 2, pp. 2-19, 1986.
- [40] H. Hansen, M. R. Meier, M. Sam, D. S. Childress y M. L. Edwards, “Alignment of trans-tibial prostheses based on roll-over shape principles”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 27, no. 2, pp. 89-99, 2003.
- [41] G. Kerr, M. Saleh y M. O. Jarrett, “An angular alignment protractor for use in the alignment of below-knee prostheses”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 8, no. 1, pp. 56-57, 1984.
- [42] P. Prim, “Fabricación, alineación y suspensión de la protesis por debajo de rodilla”, en *Prótesica del miembro inferior*. Nueva York: Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York.
- [43] Y. Wu, “Simplifying alignment for transtibial prostheses”, 2010. [En línea]. Disponible: <http://lermagazine.com/article/simplifying-alignment-for-transtibial-prostheses> [acceso: 20-nov-2015].
- [44] J. Perry, *Gait analysis: normal and pathological function*, vol. 12, no. 6. Slack Incorporated, 1992.
- [45] M. Nordin y V. Frankel, *Biomecanica básica del sistema muscoesquelético*, 3.^a ed. Madrid: McGraw-Hill, 2001.
- [46] M. Lord y D. M. Smith, “Foot loading in amputee stance”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 8, no. 3, pp. 159-64, 1984.
- [47] C. Gauthier-Gagnon, D. Gravel, H. St-Amand, C. Murie y M. Goyette, “Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: A pilot study”, *J. Prosthetics Orthot.*, vol 12, no. 3, pp. 72-77, 2000.
- [48] X. Jia, S. Suo, F. Meng y R. Wang, “Effects of alignment on interface pressure for transtibial amputee during walking”, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 3, no. 6, pp. 339-43, 2008.

- [49] B. Wilson, C. Pritham y T. Cook, “A force-line visualization system”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 3, no. 2, pp. 85-87, 1979.
- [50] Tekscan, “Pressure mapping”. [En línea]. Disponible: <https://www.tekscan.com/product-group/test-measurement/pressure-mapping?tab=products-solutions> [acceso: 20-nov-2015].
- [51] S. Blumentritt, “A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 21, no. 2, pp. 107-13, 1997.
- [52] J. Perry, “Gait analysis: technology and the clinician”, *Journal of Rehabilitation Research And Development*, vol. 31, no. 1, 1994.
- [53] X. Jia, R. Wang y W. Lee, “Effects of shoe heel height on loading and muscle activity for trans-tibial amputees during standing”, *Tsinghua Sci. Technol.*, vol. 14, no. 3, pp. 281-86, 2009.
- [54] 3B Scientific, “Goniómetro Baseline”. [En línea]. Disponible: https://www.a3bs.com/goniometro-baseline-hires-12-w50177hr,p_906_18465.html [acceso: 20-nov-2015].
- [55] Biometrics Ltd, “Biometrics Ltd”. [En línea]. Disponible: <http://www.biometricsltd.com/> [acceso: 1.º-oct-2013].
- [56] A. Villa, E. Gutiérrez y J. C. Pérez, “Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría”, *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 2, no. 3, pp. 16-26, 2008.
- [57] J. H. Bowker, *Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*, 2.^a ed. Illinois, Estados Unidos: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1992.
- [58] C. Giacomozzi, “Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment”, *Gait Posture*, vol. 32, no. 1, pp. 141-144, 2010.
- [59] Novel.de, “The pedar® system”. [En línea]. Disponible: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar> [acceso: 11-may-2014].
- [60] J. Viton, L. Mouchnino, M. L. Mille, M. Cincera, A. Delarque, A. Pedotti, A. Bardot y J. Massion, “Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 24, no. 2, pp. 108-116, 2000.
- [61] E. Neumann, “State-of-the-science review of transtibial prosthesis alignment perturbation”, *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 21, no. 4, pp. 175-193, 2009.
- [62] M. S. Zahedi, W. D. Spence, S. E. Solomonidis y J. P. Paul, “Repeatability of kinetic and kinematic measurements in gait studies of the lower limb amputee”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 11, no. 2, pp. 55-64, 1987.
- [63] K. Kolstad, A. Wigren y K. Öberg, “Gait analysis with an angle diagram technique: Application in healthy persons and in studies of marmor knee arthroplasties,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 53, no. 5, pp. 733-743, 1982.

- [64] S. Onyshko y D. A. Winter, “A mathematical model for the dynamics of human locomotion”, *J. Biomech.*, vol. 13, no. 4, pp. 361-68, 1980.
- [65] W. H. Gage, D. A. Winter, J. S. Frank y A. L. Adkin, “Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing”, *Gait Posture*, vol. 19, no. 2, pp. 124-32, 2004.
- [66] D. Winter, F. Prince, J. S. Frank, C. Powell y K. F. Zabjek, “Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance”, *J. Neurophysiol*, vol. 75, no. 6, pp. 2334-43, 1996.
- [67] C. Kendell, E. D. Lemaire, N. L. Dudek y J. Kofman, “Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users”, *Gait Posture*, vol. 31, no. 3, pp. 375-79, 2010.
- [68] B. Kolarova, M. Janura, Z. Svoboda y M. Elfmark, “Limits of stability in persons with transtibial amputation with respect to prosthetic alignment alterations”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 11, pp. 2234-40, 2013.
- [69] H. Hansen, D. S. Childress y E. H. Knox, “Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 24, no. 3, pp. 205-15, 2000.

Anexo 1. Instrumento de recolección de información

Fecha del examen (dd/mm/aaaa)	.
Número de identificación	.
Sexo	Masculino Femenino
Fecha de nacimiento (dd/mm/aaaa)	.
Tiempo de amputación	.
Tiempo de uso de la prótesis	.
Miembro amputado	Izquierdo Derecho
Talla	cm
Peso	kg
Posición del socket	Grados (°)
Posición del pie protésico	Grados (°)
Ángulo de cadera lado no amputado	Grados (°)
Ángulo de cadera lado amputado	Grados (°)
Ángulo de rodilla lado no amputado	Grados (°)
Ángulo de rodilla lado amputado	Grados (°)

Ángulo de tobillo lado no amputado	Grados (°)
Distribución de fuerza plantar lado amputado	% retropié % mediopié % antepié
Distribución de fuerza plantar lado no amputado	% retropié % mediopié % antepié

Autores

Lely Adriana Luengas Contreras

Ingeniera Electrónica de la Fundación Universidad Autónoma de Colombia, Especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria de la Universidad de San Buenaventura, Magíster en Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Los Andes, Doctora en Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana. Docente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Condecorada con la orden al Mérito por el Senado de la República de Colombia por sus aporte a la nación en el área de Bioingeniería.

Publicaciones: Luengas, L. A. (2013). *Laboratorio virtual de destilación apoyado en un sistema de captura de movimiento*. (Universidad Distrital Francisco José de Caldas., Ed.). Bogotá: Editorial UD. Luengas C., L. A., Díaz, M. F., y González, J. L. (2016). Determinación de tipo de pie mediante el procesamiento de imágenes. *Ingenium*, 17(34), 147-161. Luengas, L. A., Camargo, E., y Sánchez, G. (2015). Modeling and simulation of normal and hemiparetic gait. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 10(3), 233-241. Luengas, L. A., Gutiérrez, M. A. y Camargo, E. (2014). Estudio de fuerzas en la bipedestación estática. *Visión Electrónica*. Luengas, L. A., Sánchez, G. y Mosquera, D. (2014). Modelo de Bipedestación Erguida Normal y Patológica. *Ingenio Magno*, 5, 9-17. Luengas C., L. A., García, D. F. y Calvo, A. (2014). Software de diagnóstico en la percepción del dolor. *Revista Vinculos*, 11(2), 80-91. Luengas C., L. A., Marín, C. A. y González, J. F. (2013). Model of gait bipedal human using Modelica. *Visión Electrónica*, 7(2), 110-124.

Miguel Ángel Gutiérrez

Médico Cirujano. Universidad Nacional de Colombia (2003). Especialista en Medicina Física y Rehabilitación. Universidad Militar Nueva Granada (2008). Posgrado en Protesis. University of Hartford (2011). Posgrado en Ortesis. University of Hartford (2013). Especialista en Salud Ocupacional. Universidad El Bosque (2016).

Medico Fisiatra. Servicio de Amputados y Prótesis. Hospital Militar Central. Profesor de Cátedra Auxiliar Medicina Física y Rehabilitación. Facultad de Medicina Universidad Militar Nueva Granada. Profesor Auxiliar Departamento de Medicina

Física y Rehabilitación. Facultad de Medicina. Universidad Nacional de Colombia. Medico Fisiatra Adscrito. Axa Colpatria ARL.

Publicaciones: Gutiérrez, M. A. (2016). Rehabilitación del paciente amputado. En F. Ortiz Corredor, Rincón, M., Mendoza, J. C. (Ed). Texto de Medicina Física y Rehabilitación (pp 426-441). Bogotá: Manual Moderno.

Luengas, L. A., Gutiérrez, M. A. y Camargo, E. (2014). Estudio de fuerzas en la bipedestación estática. *Visión Electrónica*, 8(2). Ortiz-Corredor F. , Baquero-Ramírez M., Gutiérrez-Ramírez M. (2011). Validation into Spanish of the Gross Motor Function Classification System for Children with Cerebral Palsy. En W. Micheo (Ed.). Proceedings of the 6th World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine(pp 25-26). Turin: Edizioni Minerva Medica.

Ortiz-Corredor, F. Méndez-Buenaventura, F., González-Clavijo, A. M., Gutiérrez-Ramírez, M. A. (2002). Hallazgos electromiográficos en pacientes con dolor lumbar. *Revista de la Facultad de Medicina*, 50 (3), 126-132.

Esperanza Camargo Casallas

Ingeniera en control electrónico e instrumentación de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Especialista en Instrumentación Electrónica de la Universidad Santo Tomás. Candidata a Doctora en Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana. Docente Asistente de la Universidad Distrital. Directora del Grupo de investigación DIGITI de la Universidad Distrital.

Autora de los libros: *Sistema para el análisis de la presión plantar y Sistema portátil para análisis cinemático de la marcha*.

Autora de los artículos en el área de rehabilitación y amputados tales como: Respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo, 2012; Análisis Del Tendón Rotuliano Durante El Contacto Inicial Y Equilibrio Del Pie En La Fase De Oscilación De La Marcha, 2012; Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. Amputados transibiales, 2013; Prototipo de emulación de movimiento humano mediante una plataforma bípeda humanoide, 2014; Study Of Forces During Bipedal Standing,2014; Portable Dynamic Electromyography for Human gait, 2015; Modeling and simulation of normal and hemiparetic gait, 2015.



Este libro se
terminó de imprimir
en abril de 2017
en la Editorial UD
Bogotá, Colombia

