

**ANALISIS CINETICO DE MARCHA PARA PACIENTES CON PROTESIS DE
MIEMBROS INFERIORES**

INES SOFIA VERGARA CABEZA
Ing. Mec, Universidad del Norte

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECANICA

BOGOTA DC

ENERO DE 2005

**ANALISIS CINETICO DE MARCHA PARA PACIENTES CON PROTESIS DE
MIEMBROS INFERIORES**

INES SOFIA VERGARA CABEZA
Ing. Mec, Universidad del Norte

Asesor
CARLOS FRANCISCO RODRIGUEZ HERRERA
Ing. Profesor Asociado, Universidad de los Andes

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECANICA

BOGOTA DC
ENERO DE 2005

Bogotá D.C. Enero de 2005

Doctor

ALVARO PINILLA

Director Departamento de Ingeniería Mecánica

La Ciudad

Estimado Doctor:

Someto a consideración suya el proyecto de grado titulado **ANALISIS CINETICO DE MARCHA PARA PACIENTES CON PROTESIS DE MIEMBROS INFERIORES**, que tiene como propósito el desarrollo de modelos tridimensionales de de dinámica directa, que permitan la evaluación de las alteraciones generadas en la marcha de un paciente con prótesis debido a las mismas.

Considero que este proyecto cumple con los objetivos y lo presento como requisito parcial para optar al título de Magíster en Ingeniería Mecánica.

Cordialmente,

INES SOFIA VERGARA CABEZA

Código: 200327370

A mis padres que siempre me han apoyado y me
han dado ánimo para seguir adelante,
A mi familia

AGRADECIMIENTOS

Deseo agradecer al profesor Carlos Francisco Rodríguez, director de la investigación, por su ayuda y guía durante todo el tiempo en el que se llevo a cabo este proyecto. Sin su orientación y experiencia no se hubieran podido alcanzar los objetivos de esta.

Agradezco al Laboratorio de marcha del Instituto Roosevelt por haberme facilitado la información necesaria para el desarrollo de la investigación, sin la cual no se hubiera podido llevar a cabo.

TABLA DE CONTENIDO

1	<i>INTRODUCCION</i>	1
1.1	OBJETIVOS	2
1.1.1	Objetivo General.....	2
1.1.2	Objetivos Específicos	2
1.2	JUSTIFICACION	3
2	<i>MARCO TEORICO: INTRODUCCION AL ANALISIS DE MARCHA</i>	5
2.1	Anatomía y Fisiología	5
2.1.1	Articulación de Cadera	7
2.1.2	Articulación de Rodilla.....	8
2.1.3	Articulación de tobillo	8
2.2	Biomecánica	9
2.3	Descripción de la Marcha Normal	9
2.3.1	Movimiento de las articulaciones durante la marcha normal	11
2.4	Antropometría para la biomecánica del movimiento	12
2.5	Descripción de la marcha patológica	13
2.5.1	Causas de las irregularidades en la marcha protésica.....	15
2.5.2	Alteraciones en la marcha de pacientes con prótesis de miembros inferiores.	16
2.5.3	Biomecánica de las prótesis de miembros inferiores	19
3	<i>DESARROLLO DE LA INVESTIGACION</i>	27
3.1	Desarrollo del modelo de marcha normal	27
3.1.1	Especificaciones del modelo.....	28
3.2	Desarrollo del modelo de marcha protésica	30
4	<i>MODELO DE MARCHA NORMAL</i>	32
4.1	Especificaciones del Modelos de Marcha Normal	32
4.2	Resultados del modelo de marcha normal	33

4.3	Análisis de Resultados del modelo de marcha normal.....	35
5	<i>MODELO DE MARCHA PROTESICA.....</i>	37
5.1	Descripción de los modelos de marcha protésica.....	37
5.1.1	Prótesis transtibiales	37
5.1.2	Prótesis transfemorales	38
5.2	Resultados del modelo protésico.....	39
5.3	Análisis de Resultados de los modelos de marcha protésica.....	41
6	<i>CONCLUSIONES.....</i>	44
7	<i>BIBLIOGRAFIA.....</i>	47

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Posiciones anatómicas, con tres planos de referencia	6
Figura 2 Movimiento del Tobillo en el plano sagital	7
Figura 3. Posiciones de las piernas durante un ciclo de marcha	10
Figura 4. Longitudes de los segmentos del cuerpo en fracción de la altura total.....	13
Figura 5. Componentes de una prótesis transtibial.....	20
Figura 6. Componentes de una prótesis transfemoral.....	21
Figura 7. Mecanismo de freno de rodilla.....	22
Figura 8. Diagramas de equilibrio en cadera y rodilla para una prótesis transfemoral con freno de fricción en la articulación de la rodilla ()	24
Figura 9. Modelo mecánico de un material viscoelástico como el poliuretano	26
Figura 10. Modelo final de marcha normal.	29
Figura 11. Esquema de una prótesis de pie tipo SACH.....	31
Figura 12. Resultados de modelo, caderas durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior	33
Figura 13. Resultados de modelo, rodillas durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior	34
Figura 14. Resultados de modelo, tobillos derecho e izquierdo durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior.....	34
Figura 15. Modelo Mecánico que describe las características viscoelásticas del material para el talón de la prótesis de pie SACH.....	38

Figura 16. Resultados de caderas del modelo para prótesis transfemoral con pie SACH y ausencia de momentos actuantes en la articulación	40
Figura 17. Resultados de rodillas del modelo para prótesis transfemoral con pie SACH y ausencia de momentos actuantes en la articulación	40
Figura 18. Resultados de rodilla derecha (prótesis) del modelo para prótesis transtibial con pie SACH	41

1 INTRODUCCION

El interés en el desarrollo de análisis de marcha protésica radica en alcanzar diseños de prótesis que puedan proporcionar a los paciente el mayor grado de comodidad, además producir un movimiento normal.

El desarrollo de modelos de marcha normal es de gran ayuda para el posterior desarrollo de modelos marcha protésica debido a la información que a partir de estos se puede obtener, (Troy, 1998).

Se han desarrollado en diversos estudios modelos con el mismo propósito, el de simular de la manera mas real, ya sea la marcha normal o la marcha protésica. Estos estudios han permitido a partir de la dinámica de múltiples cuerpos la simulación del movimiento normal o patológico en tiempo real. (Ephanov y Hurmuzlu, 1997)

La mayoría de estos modelos se realizan a partir de la simplificación de los movimientos reales por medio de restricciones de tipo cinemático, (Ephanov y Hurmuzlu, 1997). Las restricciones cinemáticas son aquellas que se realizan al sustituir componentes reales como cierto tipo de mecanismos por componentes dinámicos; por ejemplo la modelación con piernas telescópicas para reemplazar rodillas articuladas.

Otro tipo de modelos de marcha se han desarrollado a partir de la solución de las ecuaciones dinámicas de movimiento, (Pandy y Berme, 1988). Sin embargo debido a la complejidad de este tipo de ecuaciones para la marcha ya sea normal o protésica, la mayoría de estos modelos son bidimensionales y el análisis de marcha es dividido en cada una de las etapas de marcha para la simplificación del modelo, (Bateni y Olney, 2002).

Existen muy pocas investigaciones en el desarrollo de modelos dinámicos para el análisis de marcha protésica, sobre todo en los que se realice un análisis de dinámica directa. Pero las que se han llevado a cabo han tenido en común el introducir este tipo patología en un modelo dinámico normal, previamente desarrollado, y de esta forma poder comparar los resultados con los casos normales y patológicos, (Piazza y Delp, 2001).

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo General

Esta investigación tiene como objetivo principal el desarrollo de una herramienta para la evaluación cinética de prótesis de miembros inferiores, a través del desarrollo de un modelo de marcha protésica cuya valoración se realizara por medio de la comparación con los parámetros de movimiento normales y las anomalías que se presentan en la marcha de pacientes con prótesis.

1.1.2 Objetivos Específicos

A través del desarrollo de la investigación se pretende además:

- Validación del modelo de marcha humana
- Validación del modelo de prótesis
- Representación de los ajustes de las prótesis en función de variables cinéticas.
(Velocidades, fuerzas...)

- Mejoramiento del diseño de las prótesis virtualmente, a partir de las herramientas computacionales.

1.2 JUSTIFICACION

El tener en cuenta nuevas variables para el análisis cinético de marcha para pacientes con prótesis, como lo son fuerzas, momentos y velocidades hace posible una mejor comparación con la marcha normal de una persona, lo cual no se puede llegar a realizar únicamente con el análisis de ángulos de posicionamiento. Esto es muy importante ya que permitiría la evaluación completa de las prótesis y su diseño sin tener que incurrir en exámenes que pueden llegar a ser tediosos para el paciente; además de proporcionar una herramienta de diagnóstico a médicos y entendidos en el tema, herramienta con la cual no se cuenta a nivel nacional actualmente y que sería de gran utilidad para un mejor desarrollo en la condición de los pacientes.

En la actualidad el estudio del movimiento humano ha venido tomando auge a nivel mundial en diferentes campos de la ingeniería.

Se ha generado gran interés en el estudio de la marcha humana para el desarrollo y mejoramiento de las prótesis que se utilizan en pacientes con amputación de miembros inferiores, aportando diagnósticos para el paciente que tienen en cuenta ciertas irregularidades en el diseño de la prótesis o en su marcha.

En Colombia se han desarrollado varias investigaciones concernientes al movimiento humano, como lo son aplicaciones tridimensionales con diferentes tipos de tecnología

(videos digitales, sensores de posicionamiento, equipos de ultrasonido, etc.), para el procesamiento de la información en la marcha humana. En este tipo de investigaciones han sido importantes variables tales como la posición del centro de masa del cuerpo o ángulos de posicionamiento, sin embargo muchas otras variables que proporcionarían información mucho más completa en un análisis de marcha normal o protésica no se han considerado para representar un estudio mas profundo de las características de la marcha.

Es en este punto en donde toma gran importancia la investigación a desarrollar, ya que en estudios anteriores únicamente se llevo a cabo un análisis completo de los ángulos de posición en los pacientes con prótesis en miembros inferiores como variables de estudio, basados en los diagnósticos médicos que ayudaron a identificar muchos de los problemas presentes en este tipo de pacientes, pero no se han llevado a cabo estudios en los que se realice un análisis de dinámica directa para la marcha normal o protésica para evaluar estas variables.

2 MARCO TEORICO: INTRODUCCION AL ANALISIS DE MARCHA

El proceso de la marcha humana es un proceso complejo que involucra muchas partes de la estructura humana, tanto la parte anatómica como la parte neuronal entre muchas otras. Es por esto que antes de empezar a analizar las irregularidades que se presentan en la marcha humana es necesario explicar ciertos aspectos concernientes a la anatomía, fisiología y biomecánica del cuerpo humano.

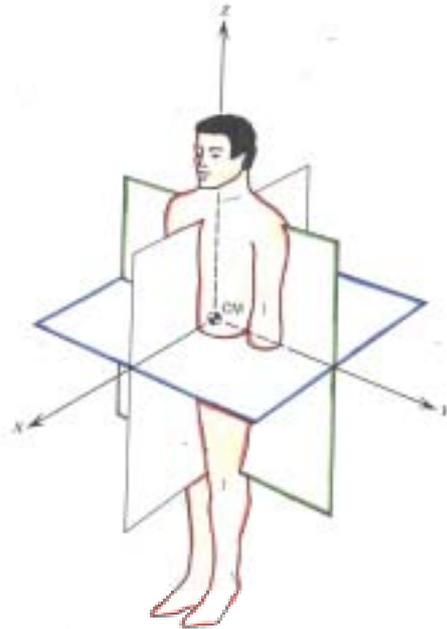
2.1 Anatomía y Fisiología

Existen términos anatómicos que se utilizan para describir la relación entre las diferentes partes del cuerpo basados en las posiciones anatómicas. Algunos de los términos más importantes para la marcha humana son los concernientes con los planos de referencia del cuerpo¹. Estos son:

- **Plano Sagital:** Divide el cuerpo en partes derecha e izquierda
- **Plano Frontal:** Divide el cuerpo en partes frontales y traseras
- **Plano Transverso:** Divide el cuerpo en partes superior e inferior

Para mayor claridad, estos términos se pueden observar en la figura 1

¹ WHITTLE, Michael. Gait Analysis an Introduction. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000. p 3



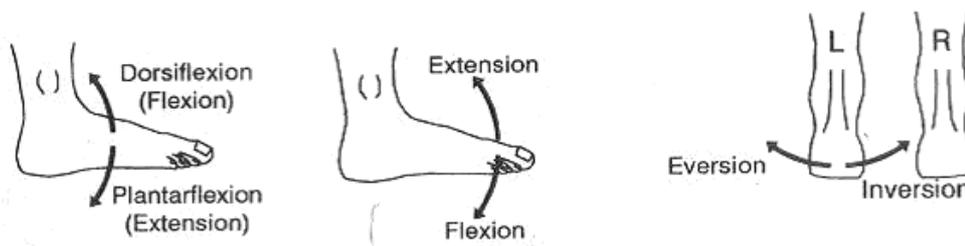
Fuente: modification de M. Wittle, Gait Analysis: an Introduction, 2002

Figura 1. Posiciones anatómicas, con tres planos de referencia

De acuerdo al plano en el que se lleve a cabo el movimiento de alguna de las partes del cuerpo también se define un término para esta dirección².

- **Flexión y extensión:** Se lleva a cabo en el plano sagital. Para los tobillos este movimiento se denomina flexión dorsal y plantar respectivamente. Fig. 2.
- **Abducción y adducción:** Se presenta en el plano frontal
- **Rotación interna y externa:** Se presenta en el plano transverso

² Ibid., p 3



Fuente: modification de M. Wittle, Gait Analysis: an Introduction, 2002

Figura 2 Movimiento del Tobillo en el plano sagital y frontal

Esta terminología es importante para el posterior análisis de marcha y su evaluación de acuerdo a los patrones de normalidad o patológicos establecidos.

Una vez definidos estos términos es importante presentar el tipo de articulaciones que se estudian en un análisis de marcha.

Por articulación se entiende la unión entre un hueso y otro, estas permiten la movilidad durante la locomoción. Existen varios tipos de articulaciones, sin embargo aquellas que son de interés para el análisis de marcha son las juntas sinoviales, las cuales permiten movimientos mayores y se encuentran en los miembros inferiores del cuerpo.

Las articulaciones más importantes en los miembros inferiores son las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

2.1.1 Articulación de Cadera

La articulación de cadera es la única en el cuerpo humano análoga a una unión esférica, por lo que representa movilidad en los tres planos de movimiento del cuerpo. Representa el punto de unión entre la parte superior del cuerpo y la parte inferior que es

el sistema de locomoción. Su mayor rango de movimiento se presenta en el plano sagital, mientras que en el plano frontal y transversal no es tan amplio, sin decir que no exista (Sánchez-Lacuesta et al., 1993). Los movimientos de la cadera son de flexión, extensión, abducción, adducción y rotación externa e interna

2.1.2 Articulación de Rodilla

Es una articulación entre los huesos del fémur y la tibia, que son los huesos de mayor longitud en las extremidades inferiores. Durante la marcha estos huesos forman un arco que genera un cambio de posición del pie o del cuerpo (Sánchez-Lacuesta et al., 1993). Es por esto que la rodilla representa un factor muy importante durante la marcha proporcionando estabilidad y avance. Su rango de movimiento se da en el plano sagital y produce movimiento de flexión y extensión y mínimos movimientos de abducción y adducción y rotación externa e interna³.

2.1.3 Articulación de tobillo

Es la unión entre la tibia y el pie, y trasfiere las fuerzas de soporte del cuerpo al pie que es el sistema de soporte horizontal. La articulación del tobillo es de las más complejas que existe a pesar de no presentar gran movilidad durante la marcha. Tiene gran importancia en el avance del cuerpo y en la absorción del impacto durante el contacto del pie con la superpie. Su movimiento durante la marcha es de flexión dorsal y plantar en el plano sagital⁴.

³ SANCHEZ-LACUESTA, Jaime, PRAT, Jaime, HOYOS, Juan. Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica, Valencia: Generalitat Valenciana, 1993. p 59

⁴ Ibid., p. 42

2.2 **Biomecánica**

La biomecánica es una disciplina que estudia los sistemas biológicos, como el cuerpo humano a través de la biomecánica, (Whittle, 2002). El estudio de la marcha humana se realiza a través de la biomecánica debido al que este es un proceso mecánico ejecutado por un sistema biológico.

Los principios básicos que abarca la biomecánica están relacionados con la cinemática y la dinámica de cuerpos. Fuerzas, momentos, centros de gravedad, centros de masa, inercia, momentum, trabajo, energía, velocidades, entre otros son muchos de los aspectos que abarca la biomecánica, y son de gran importancia a la hora de realizar análisis de marcha de acuerdo al enfoque que se desea.

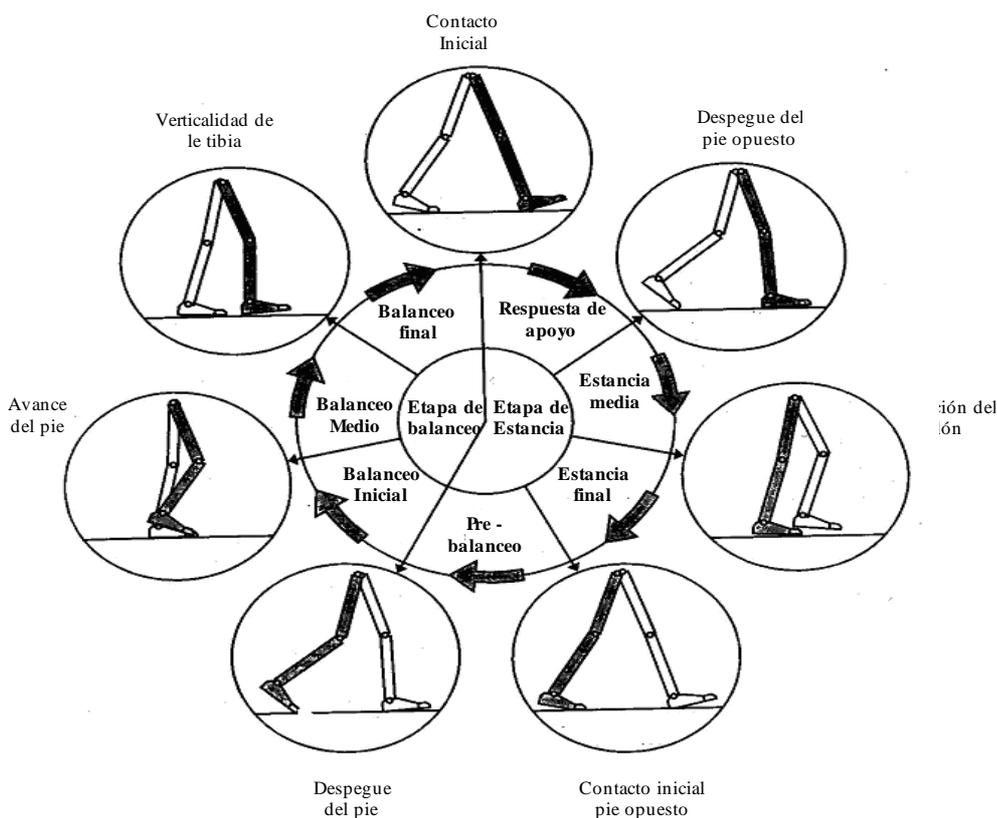
2.3 **Descripción de la Marcha Normal**

Para poder entender las anormalidades en la marcha es necesario entender la marcha normal y sus características y a que a través de esta se pueden obtener estándares con los que se puede comparar el movimiento de un paciente.

Se define como marcha normal “un método de locomoción que envuelve el uso de las dos piernas, alternadamente, para proveer soporte y propulsión en donde al menos una de los dos pies se encuentra en contacto con la tierra en todo el tiempo” (Whittle, 2000) y ciclo de marcha se define como el intervalo de tiempo para la ocurrencia de uno de los eventos repetitivos al caminar.

Por lo general se describe el ciclo de marcha desde que uno de los pies hace el primer contacto con la superficie hasta que este mismo pie vuelve a hacer un contacto con la misma. Este periodo se representa como un 100% del un ciclo de marcha. Es claro que

las dos piernas presentan el mismo comportamiento ya que la marcha normal se considera simétrica para los dos miembros. Se puede dividir el ciclo de marcha en etapas de balanceo y estancia. A su vez existen subdivisiones que ayudan a esclarecer el movimiento. Estas subdivisiones son: contacto inicial, despegue del pie opuesto, elevación del talón, contacto inicial del pie opuesto, despegue del pie, avance del pie, verticalidad de la tibia. A su vez estas subdivisiones generan periodos, cuatro de los cuales se presentan en la etapa de estancia, cuando el pie está en contacto con tierra; y tres en la etapa de balanceo, cuando el pie está avanzando (Fig. 3)



Fuente: Fuente: modification de M. Wittle, Gait Analysis: an Introduction, 2002

Figura 3. Posiciones de las piernas durante un ciclo de marcha.

2.3.1 Movimiento de las articulaciones durante la marcha normal

Durante el 100% del ciclo de marcha cada una de las articulaciones de los miembros inferiores anteriormente mencionadas presentan un movimiento específico. La evaluación de este movimiento es lo que determina los patrones de normalidad.

- **Cadera:** Se flexiona y extiende en el plano sagital una vez durante el ciclo. La flexión máxima ocurre alrededor de la mitad de la estancia de balanceo y se mantiene flexionada hasta el contacto inicial. La flexión máxima se presenta antes que la etapa de balanceo estancia termine y después continua con una nueva extensión. Esta extensión y flexión es generada por los músculos de la cadera, glúteos y tensores⁵
- **Rodilla:** Presenta dos picos de extensión y flexión durante el ciclo. Se encuentra totalmente extendida antes del contacto inicial y se flexiona durante en la mitad de la etapa de estancia y se vuelve a extender al final de esta para flexionarse de nuevo alcanzando su pico en la etapa de balanceo. Los momentos generados en la rodilla se debe a los músculos cuádriceps, isquiotibiales que generan momentos de flexión y extensión⁶
- **Tobillo:** esta articulación se mueve con el propósito de ubicar el pie en la posición adecuada de acuerdo con la etapa de la marcha y de proporcionar apoyo. Por lo general el tobillo se encuentra en un posición neutra entre flexión plantar y dorsal al comienzo del contacto con la superficie. Para

⁵ WHITTLE, Michael., Op. cit. 82

⁶ Ibid., p 70

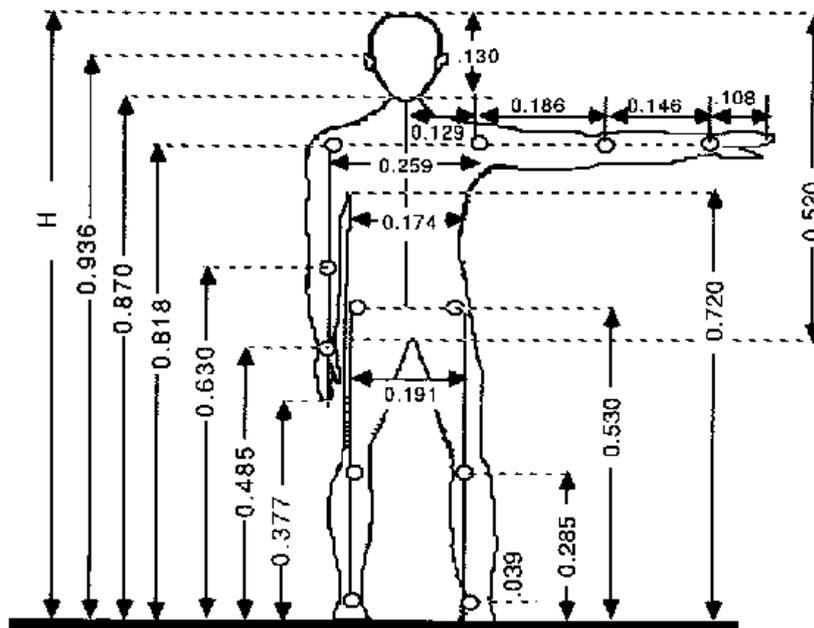
llevar la parte trasera del pie hacia el piso el tobillo presenta una flexión plantar y durante la etapa de apoyo la tibia se mueve hacia adelante lo que genera una dorsiflexión. En el momento en que el pie contrario hace contacto con la superficie el tobillo se flexiona plantarmente⁷

2.4 Antropometría para la biomecánica del movimiento

La antropometría es una rama de la antropología que estudia el desarrollo físico del cuerpo humano (Winter, 1979) Su utilidad radica en poder diferenciar las medidas físicas que caracterizan el cuerpo humano. Para el análisis del movimiento humano es necesario medidas como masas, momentos de inercia, ubicación de centros de masa como también dimensiones. Es por esto que para el desarrollo de modelos de marcha humano es necesario determinar estas características para los segmentos del modelo.

Para las dimensiones la variable básica es la longitud de los segmentos entre las articulaciones. Se han recopilado resultados de los estudios para la longitud de los segmentos y la ubicación de las articulaciones. Las dimensiones se han estandarizado en función de la altura total de la persona. Fig. 4.

⁷ Ibid., p. 74



Fuente: D. Winter, biomechanics of human movement, 1979

Figura 4. Longitudes de los segmentos del cuerpo en fracción de la altura total

Con la masa de los segmentos se ha realizado el mismo tipo de estudios y se han estandarizado de la misma forma, como porcentaje de la masa total. La ubicación de los centros de masa de los segmentos está dada en porcentaje de las longitudes de los segmentos con respecto a la articulación adyacente.

2.5 Descripción de la marcha patológica.

Se denomina patología de la marcha a todas aquellas anomalías que producen patrones de movimiento o la aplicación de fuerzas que no están dentro de los patrones establecidos de normalidad. Algunas de estas diferencias se pueden determinar a través de la observación únicamente, sin embargo existen otro tipo de anomalías que solo se pueden determinar con el uso de apropiados sistemas de medición.

Se ha establecido que para que una persona sea capaz de caminar se deben presentar los siguientes cuatro aspectos (Whittle, 2002).

- Cada pierna debe ser capaz de soportar el peso del cuerpo independientemente.
- El balance del cuerpo debe ser capaz de ser mantenido tanto estática y dinámicamente durante el apoyo de cada pierna
- La pierna que se balancea debe ser capaz de avanzar a una posición en donde pueda empezar la etapa de soporte.
- Suficiente potencia debe ser generada de tal forma que se puedan llevar a cabo los movimientos de las piernas y hacer avanzar el torso del cuerpo.

En la marcha normal estos cuatro aspectos son llevados a cabo sin mayor dificultad sin embargo en muchas de las patologías existentes estos aspectos solo se pueden llevar a cabo a partir de movimientos anormales que representan un incremento en el consumo de energía, (Whittle, 2002).

La presencia de dispositivos protésicos debidos a la amputación de alguno de los miembros inferiores genera una irregularidad en la marcha. Es por esto que la marcha protésica se denomina como una de las tantas marchas patológicas.

Se considera el aparato locomotor como un sistema integrado al cual hacen parte no solo las extremidades inferiores sino también la parte superior del cuerpo, por lo que al generarse una amputación de algunas de estas extremidades inferiores, el resto del aparato locomotor se debe readaptar a este cambio por medio de cambios en el comportamiento de este.

Es por esto que con la aplicación de prótesis en pacientes con amputaciones en alguno de sus miembros inferiores es necesario una adaptación en la marcha y el correcto uso de los demás miembros remanentes (SANCHEZ-LACUESTA et al., 1993). Sin embargo a pesar de la mejoras en la prótesis en los últimos años y del auge de los estudios de marcha protésica, es inevitable que con la presencia de prótesis de miembro inferior se presente una asimetría en la marcha del paciente.

2.5.1 Causas de las irregularidades en la marcha protésica⁸

- **Factores ambientales externos:** están generados por aspectos exteriores que afectan directamente al paciente en su movilidad como lo son el tipo de terreno por el cual se este desplazando, la iluminación presente, etc.
- **Factores internos del paciente:** este tipo de factores están muy relacionados con los aspectos psicológicos del paciente y aunque parezcan no tener mayor influencia en la marcha, elementos como el estado de ánimo, motivación personal voluntariedad entre muchos otros se reflejan en la marcha
- **Factores específicos:** se refieren a las características individuales de cada paciente como edad, sexo, altura, peso, estado físico
- **Factores específicos del amputado:** se presentan por el tipo de amputación llevada a cabo, el tipo de prótesis utilizada y el tipo de rehabilitación.

Para esta investigación se tendrán en cuenta específicamente aquellos factores que se relacionan con el tipo de prótesis utilizada, ya que lo que se quiere es llegar analizar la

⁸ SANCHEZ-LACUESTA, Jaime, PRAT, Jaime, HOYOS, Juan, Op. Cit. 253

marcha protésica de acuerdo a las características de las prótesis. Es por esto que específicamente se tendrán en cuenta los factores que dependen del tipo de mecanismo articular o articulación protésica que se utilice.

2.5.2 Alteraciones en la marcha de pacientes con prótesis de miembros inferiores.

De acuerdo con el tipo de amputación que se genere, se presentan varios tipos de prótesis como son las prótesis transfemorales que se utilizan para pacientes con amputaciones por debajo de la cadera en donde se presenta la pérdida de las articulaciones de la rodilla, tobillo y pie. Otro tipo de amputaciones son las transtibiales en donde se presenta la pérdida de la rodilla y el pie.

Para cualquiera de estas dos tipos de prótesis se presentan alteraciones de la marcha en el plano sagital del paciente. A continuación se describirán algunas de estas para cada una de las prótesis.

2.5.2.1 Prótesis transtibiales⁹

Una de las principales características que describen la marcha es el movimiento de la articulación de la rodilla la cual puede presentar una flexión o extensión inadecuada.

- **Flexión excesiva de rodilla durante el inicio de apoyo:** que puede ser originada por factores protésicos que generan una fuerza de reacción ubicada detrás de la línea de acción del eje de la rodilla lo que genera un momento de flexión excesivo. Estos factores protésicos pueden ser un talón protésico muy

⁹ Ibid., p. 269.

rígido que no permite el movimiento que imita la flexión plantar presente en las articulaciones del pie normal

- **Flexión insuficiente de la rodilla durante el inicio del apoyo:** a diferencia del caso anterior esta se genera cuando la fuerza de reacción esta ubicada por delante de la línea de acción del eje de la rodilla. Puede ser generada entre otros por un talón protésico muy blando que produzca un movimiento de flexión plantar
- **Retraso en la flexión de rodilla en la fase final de apoyo:** al tener un pie protésico de tipo SACH en donde la quilla del mismo es muy larga se presenta una fuerza de reacción por delante de la línea de acción del eje de la rodilla lo cual impide la flexión de la rodilla en el momento del ciclo de marcha adecuado.
- **Flexión de rodilla en la fase final de apoyo prematura:** en este caso la quilla del pie protésico al ser muy corta genera, a diferencia del caso anterior, una fuerza de reacción por detrás de la línea de acción del eje de la rodilla.

2.5.2.2 Prótesis Transfemorales¹⁰

En la marcha de pacientes con este tipo de prótesis se presentan mayores discrepancias con respecto a los valores normales que en los pacientes con prótesis transtibiales, ya que estas prótesis tienen que suplir la desaparición de la articulación de la rodilla además de la de tobillo y el pie, a diferencia de las prótesis transtibiales, en donde

¹⁰ Ibid., p. 289

únicamente se reemplazan las articulaciones de rodilla y pie. Dentro de las anomalías comúnmente observadas se encuentran:

- **Caída plantar:** se presenta al inicio del apoyo a causa de una mala elección del pie protésico para el paciente. Es necesario que el pie protésico sea capaz de generar un movimiento vertical suave de tal forma que se imite el movimiento de flexión plantar. Esto se puede compensar con un talón de pie protésico lo suficientemente blando como para que el pie protésico pueda hacer contacto en su totalidad con la superficie, pero lo suficientemente rígido a la vez para que no produzca un descenso abrupto.
- **Elevación inadecuada del talón:** esta una de las características más observadas en este tipo de prótesis, ya sea por que el talón de la prótesis asciende demasiado en el comienzo de la oscilación o por que este mismo no asciende lo suficiente. La causa más común para esta irregularidad es el mecanismo de rodilla que se utilice, el cual si no controla la oscilación de la pierna durante el inicio del balanceo en el ciclo de marcha permite la elevación de la misma. Muchas veces un aumento en la velocidad de la marcha o un momento de flexión de cadera excesivo por parte del paciente también propiciarán la aparición de esta elevación de talón. Cuando en los mecanismo de rodilla están acoplados dispositivos para la extensión de la rodilla y estos se encuentran sobredimensionados el efecto es el contrario, no se eleva el talón del pie protésico a la altura necesaria para llevar a cabo el paso.

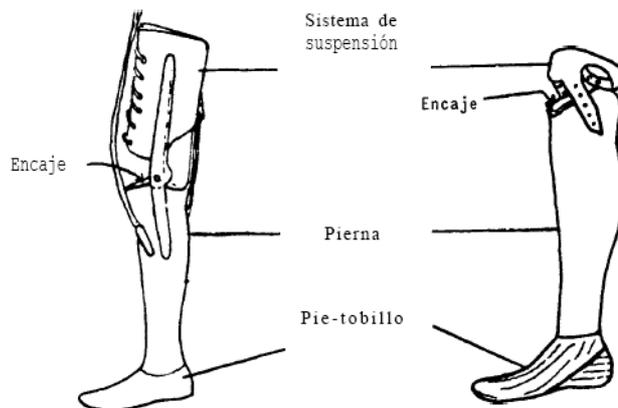
- **Impacto al final de la oscilación:** en la mayoría de los casos esto se refiere al ruido que se presenta en la parte final de la extensión de rodilla y se debe al mecanismo de rodilla.
- **Longitud de paso inadecuada:** por lo general se debe a los movimientos inadecuados generados por el mismo paciente, sin embargo en algunos casos puede ser generado por el mecanismo de la rodilla protésica el cual no opone restricción a una extensión excesiva lo cual hace aumentar la longitud del paso.

2.5.3 **Biomecánica de las prótesis de miembros inferiores**

Para un paciente con prótesis es importante que llegue a una armonía entre los movimientos corporales y los movimientos de los dispositivos protésicos, (Sánchez-Lacuesta et al., 1993). Existen diferentes tipos de dispositivos protésicos de acuerdo con el tipo de prótesis. A continuación se describirán los componentes más utilizados en prótesis transtibiales y transfemorales.

2.5.3.1 **Componentes para prótesis transtibiales**

Para prótesis por debajo de la rodilla o prótesis transtibiales los componentes más comúnmente utilizados son el pie, el tobillo, la pierna, el encaje y el sistema de suspensión.



Fuente: (Vía Internet) <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica>

Figura 5. Componentes de una prótesis transtibial

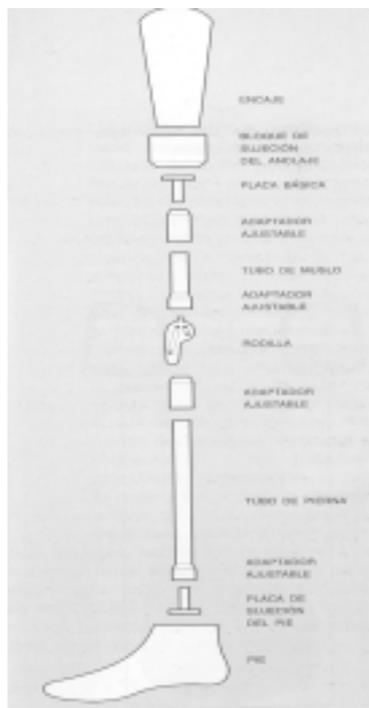
El conjunto que conforma el pie tobillo es el que tiene más variaciones en los diseños de la prótesis. Los dos conjuntos de pie tobillo mas utilizados tanto en prótesis transtibiales como transfemorales son con articulaciones de eje sencillo y con pie SACH no articulado. Se describirá el conjunto pie tobillo SACH ya que este el que se tendrá en cuenta durante el desarrollo de la investigación

- **Pie SACH:** es un dispositivo protésico que cuenta con una articulación de tobillo fija, con una quilla de madera o de otro material, que se encuentra cubierta de un material flexible, un soporte o balata que pasa por debajo de la quilla y se extiende hasta el extremo del pie y un talón de material blando. Este dispositivo permite el movimiento a través de la compresión de los materiales del cual esta hecho. Es por esto la importancia de la selección de los materiales ya que de las propiedades de estos depende el comportamiento del pie protésico. El material escogido para el talón depende de características del paciente como peso y control sobre la prótesis. El momento generado durante el apoyo permite

la deformación del material del talón, que por lo general es un material visco-elástico imitando una flexión plantar. Las ventajas de este tipo de dispositivo son su sencillez, el no tener partes móviles que necesiten reparaciones y que tiene una buena apariencia. Sin embargo dentro de sus desventajas esta el no poder variar el grado de flexión plantar o dorsal durante la marcha.

2.5.3.2 Componentes para prótesis transfemorales

Básicamente las prótesis transfemorales cuentan con los mismos elementos de las prótesis transtibiales, difieren en que hay que tener en cuenta un dispositivo para la articulación de la rodilla y que por encima de este debe estar presente otro elemento de soporte para el muñón o encaje.

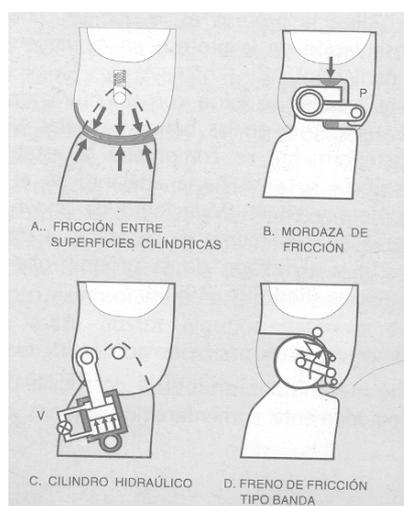


Fuente. J Sánchez-Lacuesta, J Prat, Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica, 1993

Figura 6. Componentes de una prótesis transfemoral

Mecanismos o dispositivos utilizados para la articulación del tobillo pueden ser los mismos que para una prótesis transtibial, es decir el pie SACH también es una opción para este tipo de prótesis. La articulación de rodilla puede ser reemplazada por varias clases de dispositivos, dependiendo de la condiciones del paciente y las ventajas que para el ofrezca el dispositivo elegido. Algunos de estos son:

- **Rodillas con frenos de fricción:** estos mecanismos pueden ser mecánicos o hidráulicos los cuales tienen como función resistir la flexión de la rodilla cuando se le aplica una carga, fenómeno que se presenta en la etapa de apoyo durante el ciclo de marcha. Su funcionamiento puede ser por fricción, mordazas de freno, cilindros hidráulicos entre otros¹¹



Fuente. J Sánchez-Lacuesta, J Prat, Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica

Figura 7. Mecanismo de freno de rodillas protésicas.

¹¹ Ibid., p. 278

- **Rodillas policéntricas:** en estos dispositivos el centro instantáneo de rotación del mismo (C.I.R), varía de acuerdo al ángulo de flexión de la rodilla. Su objetivo es proveer soporte en la etapa de apoyo de la marcha y presentan un buen comportamiento para la mayoría de los pacientes con amputaciones transfemorales, siendo la única limitante su alto costo y la restricción para uso en paciente con amputaciones recientes que no estén acostumbrados todavía a la marcha con prótesis.

2.5.3.3 Análisis de fuerzas para prótesis transfemorales

Uno de los factores a tener en cuenta para la elección y ajuste de las prótesis transfemorales es el estudio de las fuerzas y momentos que se presentan en el ciclo de marcha para las mismas, de tal forma que se pueda realizar el ajuste de acuerdo a cada paciente. Para las prótesis transfemorales con rodillas de freno por fricción el planteamiento de las ecuaciones de equilibrio permite evaluar estas fuerzas y estos momentos. Estas ecuaciones son desarrolladas para las articulaciones de cadera y de rodilla como se muestra a continuación (Sánchez-Lacuesta et al., 1993):

Para la cadera:

$$Mc = Al \quad \rightarrow \quad A = \frac{Mc}{l}$$

Para la rodilla:

$$Pd = Mr + Aa \quad \rightarrow \quad Pd = Mr + \frac{Mc}{l}xa$$

De donde se obtiene la ecuación de estabilidad para la rodilla (Sánchez-Lacuesta et al., 1993):

$$M_c = \frac{l}{a} [Pd - Mr]$$

En donde:

M_c: Momento extensor muscular extensor alrededor de la cadera del lado amputado

M_r: Momento de rodilla creado por fricción mecánica en u diseño de tipo “freno”

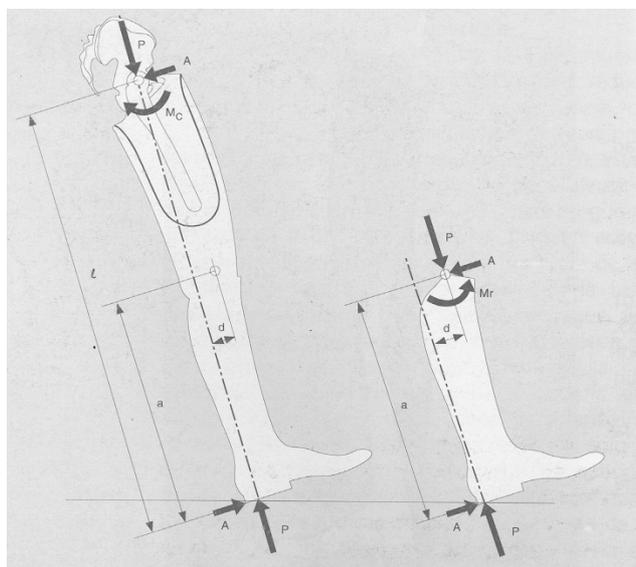
l: Longitud total de la prótesis desde la cadera al extremo del tacón

P: Carga transmitida a lo largo del eje longitudinal del miembro

A: Fuerza de reacción transversal

a: Altura vertical del centro instantáneo de rotación (C.I.R) de la rodilla medida desde el extremo del tacón

d: Distancia de la línea cadera-tacón al C.I.R de la rodilla.



Fuente. J Sánchez-Lacuesta, J Prat, Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica, 1993

Figura 8. Diagramas de equilibrio en cadera y rodilla para una prótesis transfemoral con freno de fricción en la articulación de la rodilla

Lo que se desea en las prótesis transfemorales es hacer que el paciente no tenga que ejercer ningún tipo de momento en la cadera para controlar el movimiento de la rodilla durante la marcha, lo cual se puede lograr si el mecanismo de freno en la rodilla protésica es capaz de generar un momento de equilibrio, por lo que:

$$Mr = Pd$$

Este momento de rodilla creado por la fricción del mecanismo es el momento que se debe tener en cuenta para la simulación de prótesis transfemorales en casos ideales en donde el paciente siga ejerciendo un momento de cadera adecuado.

2.5.3.4 Modelos mecánicos para materiales protésicos

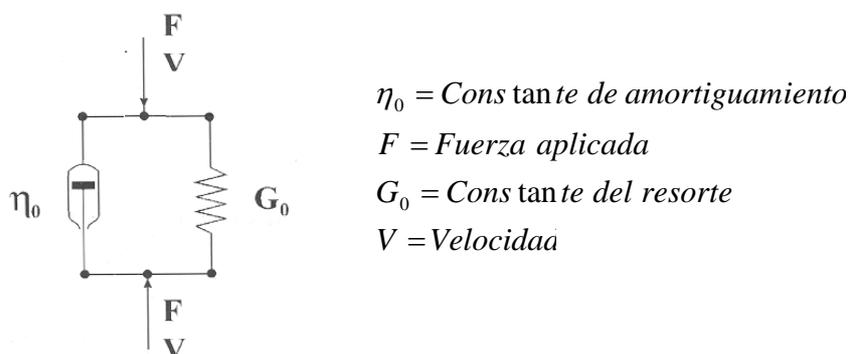
Como se había mencionado anteriormente la elección de los materiales para dispositivos protésicos como pie SACH es muy importante para el correcto funcionamiento de estos. En los elementos que conforman el pie SACH el de mayor funcionalidad es el talón. Este debe estar hecho de un material visco-elástico que sea capaz de comprimirse bajo brindando un amortiguamiento óptimo para la marcha.

Los materiales que mejor aplicación tiene son los materiales poliméricos debido a su facilidad de producción y propiedades. Dentro de estos se encuentra el poliuretano el cual es un polímero elastómero termoplástico que tiene una excelente resistencia a la abrasión, alto grado de flexibilidad y bajo costo¹²

Para describir mecánicamente el comportamiento de este tipo de materiales se ha desarrollado un modelo que describe la visco-elasticidad del material denominado

¹² CARREAU P. DE KEE, D. CHHABRA, R. Rheology of Polymeric Systems, Principles and applications, New york: Hanser Publishers, 1997

modelo de Voight a partir del cual se pueden desarrollar modelos dinámicos para prótesis con dispositivos de tipo SACH.



Fuente. P. Carreau, D. De Kee, R. Chhabra, Rheology of Polymeric Systems, Principles and applications

Figura 9. Modelo mecánico de un material visco-elástico como el poliuretano

3 DESARROLLO DE LA INVESTIGACION

El trabajo de investigación siguió el curso de unas tareas programadas al inicio de la tesis. Estas tareas constituyen una recopilación de información, desarrollo del modelo de la marcha normal, validación del modelo, desarrollo del modelo de marcha protésica, validación del modelo protésico y análisis de resultados.

3.1 Desarrollo del modelo de marcha normal

Una vez realizada la recopilación de la información necesaria se continuó con el desarrollo del modelo de marcha normal. Los modelos desarrollados para la investigación se llevaron a cabo a través de una herramienta computacional denominada Visual Nastran® la cual permite la modelación dinámica.

Uno de los factores que confirmaron en la primera etapa fue la importancia de la creación de un modelo de marcha normal, antes que el de marcha protésica. Al crear el modelo de marcha normal, se pueden evaluar las características que de este que tienen una incidencia directa en las alteraciones de los patrones de marcha.

Los modelos inicialmente tenían una complejidad mínima y se realizaron con el propósito de ir entendiendo el comportamiento de las variables de entrada y de salida. De acuerdo con el modelo, las simplificaciones y restricciones aplicadas iban cambiando, como también iban aumentando la cantidad de segmentos presentes en el modelo y el tipo de uniones de las articulaciones. Con los resultado de los modelos se examinó cuales eran las características que optimizaban su comportamiento comparándolo con el caso real de marcha, y se descartó aquellas que lo desfavorecían.

Al haber realizado varios modelos iniciales, se prosiguió con la creación de un modelo final del cual se esperaban resultados lo mas acercados a la realidad posible, ya que se habían evaluado en los modelos anteriores todos los factores necesarios para la obtención de resultados apropiados.

3.1.1 Especificaciones del modelo

Inicialmente se trabajó con modelos sencillos en donde la reducción del número de cuerpos en el modelo y la restricción de algunos de sus movimientos implicaban una complejidad mínima. Una vez habiendo evaluado en estos primeros modelo el resultado de estas restricciones se prosiguió con el desarrollo del modelo final de marcha normal.

El primer modelo se desarrolló con valores de masa y longitudes de segmentos para una persona de 80 Kg. de masa y 1.80 m de altura, sin embargo debido a las discrepancias de sus resultados con los datos de normalidad establecidos se desarrollo un segundo modelo de marcha normal. Este segundo modelo está basado en una paciente del Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt a la cual anteriormente le fueron realizados estudios de marcha en el Laboratorio de Análisis de Movimiento y que de acuerdo a las valoraciones medicas presenta una marcha que obedece los patrones de normalidad. Las características de la paciente son 49Kg de masa y 1.58 m de altura, las cuales fueron adoptadas para el desarrollo del modelo.

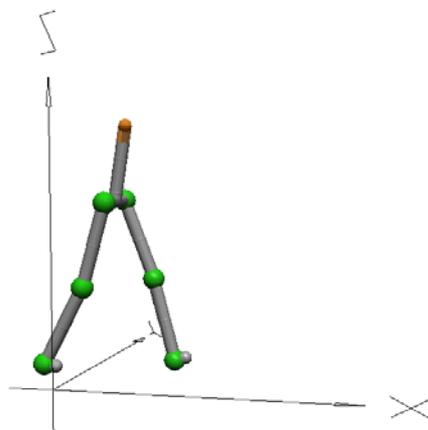


Figura 10. Modelo final de marcha normal.

El modelo se realizó de tal forma que la variable de entrada fueron los momentos (N m) en las articulaciones y la variable de salida que se evalúa es las orientación en estas articulaciones (grados °). Cuando se señala que la variable de entrada fueron los momentos en las articulaciones significa que en cada una de las ellas se ubico un par de fuerza que representa el momento generado durante la marcha por los músculos de las extremidades inferiores, lo que implica un análisis de dinámica directa.

Estos valores de momentos se obtuvieron a partir del análisis de marcha anteriormente mencionado, realizado a la paciente en el Laboratorio de Análisis de Movimiento de del Instituto Roosevelt en donde se cuenta con una herramienta computacional llamada APAS[®] la cual genera resultados de los momentos (Nm) generados en las articulaciones de las extremidades inferiores. (Anexos)

Los resultados del modelo, es decir la orientación de las articulaciones son comparados con los parámetros de normalidad para cada una de las articulaciones y de esta manera se evalúa la validez del modelo.

Se simula el 100% de la marcha normal la cual está dividida en dos etapas de estancia en donde se presenta un doble apoyo de los pies y dos etapas de balanceo, una para cada pierna.

Al tener un 100% de la marcha es posible evaluar la orientación de cada una de las articulaciones en una sola curva para su comparación con el 100% de los datos estándares de normalidad.

3.2 Desarrollo del modelo de marcha protésica.

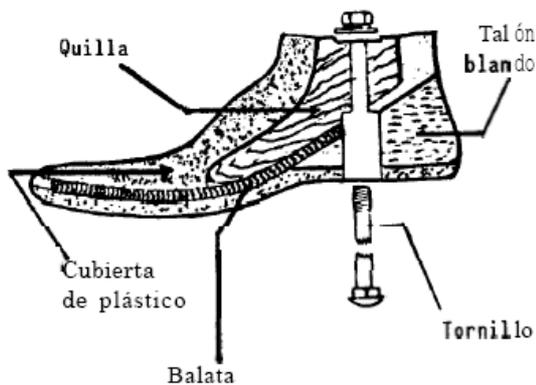
Una vez desarrollado el modelo de marcha normal es posible pensar en realizar las modificaciones necesarias en este para simular las características de la marcha protésica. La complejidad de la creación de un modelo de marcha protésica disminuye partiendo de esta base. La marcha protésica difiere de acuerdo al tipo de prótesis que se este evaluando y es por esto que se pueden realizar múltiples variaciones al modelo normal.

Esta claro que un paciente con prótesis de miembro inferior presenta la pérdida física de una parte de la pierna, ya sea una amputación por encima de la rodilla o por debajo de esta. Esto implica una perdida de la simetría de la marcha¹³

Existen muchos factores a tener en cuenta en un modelo de marcha protésica, pero estos se simplifican de acuerdo con el tipo de prótesis. Para el modelo se debe tener en cuenta la altura de la prótesis, es decir transfemoral (arriba de la rodilla) o transtibial (debajo de la rodilla). Para el primer caso los momentos que generan la rodilla, ni el

¹³ SANCHEZ-LACUESTA, Jaime, PRAT, Jaime, HOYOS, Juan. Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica, Valencia: Generalitat Valenciana, 1993. p 252

tobillo se tienen en cuenta para la pierna a evaluar. Para el segundo caso únicamente se omiten los momentos del tobillo. De cualquier forma se pierde la función del tobillo-pie. El tipo de prótesis mas utilizado para sustituir la función del tobillo-pie es el pie SACH.



Fuente: (Vía Internet) <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica>

Figura 11. Esquema de una prótesis de pie tipo SACH

El tener en cuenta las características de las prótesis es importante para el desarrollo del modelo protésico. De acuerdo a estas se percibe de qué forma se va a realizar la simulación.

En etapa de balanceo, la pierna protésica se puede asumir con un movimiento pendular, de esta manera el momento actuante en la articulación de la cadera permanece presente y este sería el controlador del movimiento. En caso de ser una prótesis transtibial el momento actuante en la rodilla también ejercería control en el movimiento.

Todo estos cambios se pueden realizar sobre el modelo de marcha normal desarrollado y se podrían observar los nuevos rasgos generados en el movimiento y compararlos con los patrones de marcha para calibrar el modelo final de marcha protésica

4 MODELO DE MARCHA NORMAL

4.1 Especificaciones del Modelos de Marcha Normal

El modelo desarrollado es un modelo tridimensional que consta de 7 cuerpos rígidos; 2 piernas, 2 antepiernas o muslos, 2 pies y cadera. Cada uno de estos cuerpos rígidos tiene características de masa y longitudes específicas las cuales fueron determinadas a partir de variables antropométricas¹⁴. Estas variables expresan las longitudes entre una articulación y otra, y la masa del segmento como porcentaje de la altura y masa total de una persona. Los segmentos del modelo fueron simulados a partir de cuerpos rectangulares, sin embargo su centro de masa fue modificado y ubicado en el punto real del mismo de acuerdo a datos obtenidos en literatura biomecánica.

Debido a que para este modelo únicamente se tuvieron en cuenta las extremidades inferiores del cuerpo humano, el centro de masa de la parte superior del mismo se debe ubicar de tal forma que su posición y magnitud representen la presencia esta parte del cuerpo. Este fue ubicado en una posición específica, establecida en estudios anteriores (Winter, 1979), teniendo en cuenta que este centro de masa únicamente contempla la parte superior del cuerpo. Esta representado en el modelo por un cuerpo esférico que se encuentra unido al segmento de la cadera.

Las uniones del modelo representan las articulaciones del cuerpo, articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Estas uniones son de tipo esférico y rotacional las cuales tienen

¹⁴ WINTER, D. Biomechanics of human movement. New York : Wiley- Interscience Publication , 1979

tres grados y un grado de libertad respectivamente. Las articulaciones de cadera se simularon con uniones esféricas y las de rodilla y tobillos con uniones rotacionales

4.2 Resultados del modelo de marcha normal

Los resultados de este modelo en donde se compara la variable de salida en este caso los ángulos de movimientos de las articulaciones con los parámetros de normalidad se muestran a continuación.

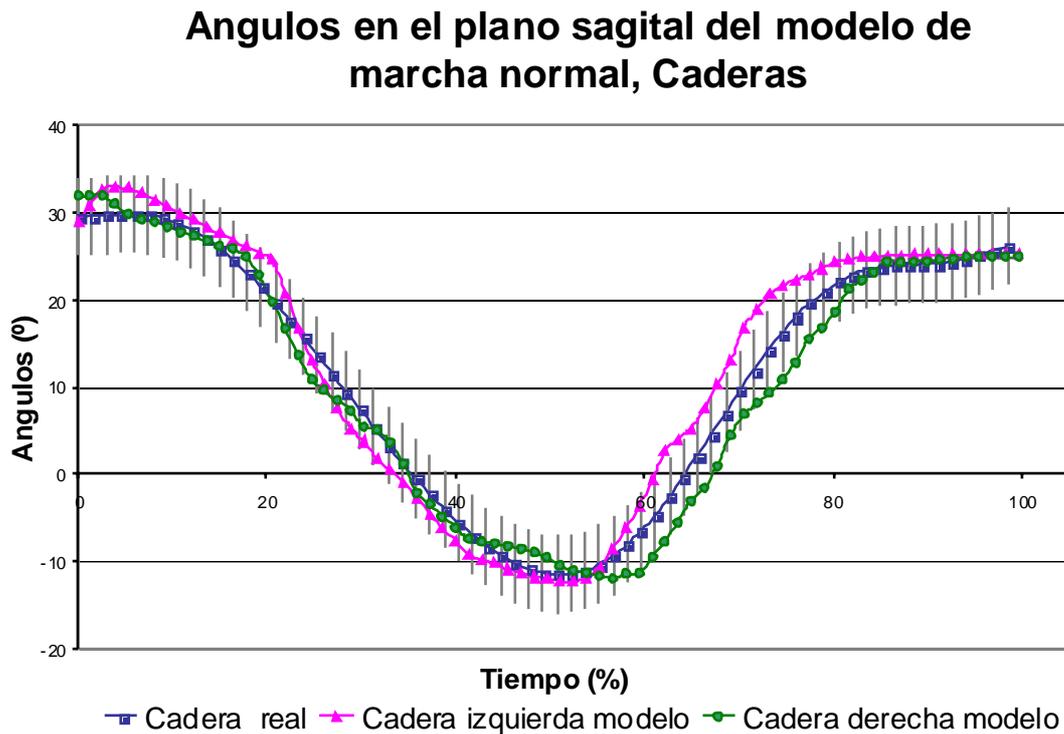


Figura 12. Resultados de modelo, caderas durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior

Angulos en el plano sagital del modelo de marcha normal, Rodillas

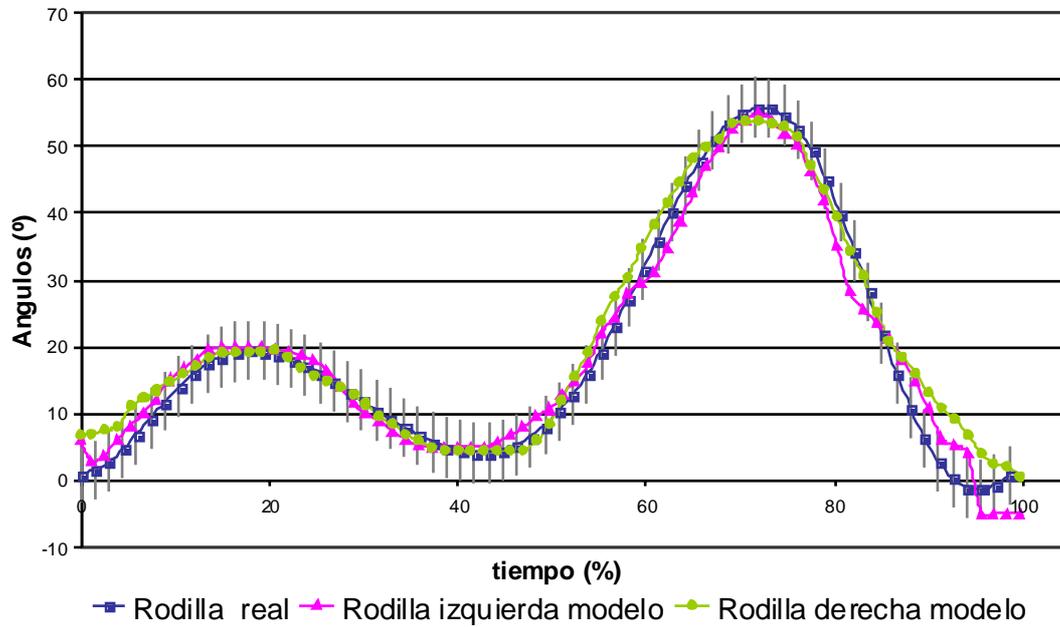


Figura 13. Resultados de modelo, rodillas durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior

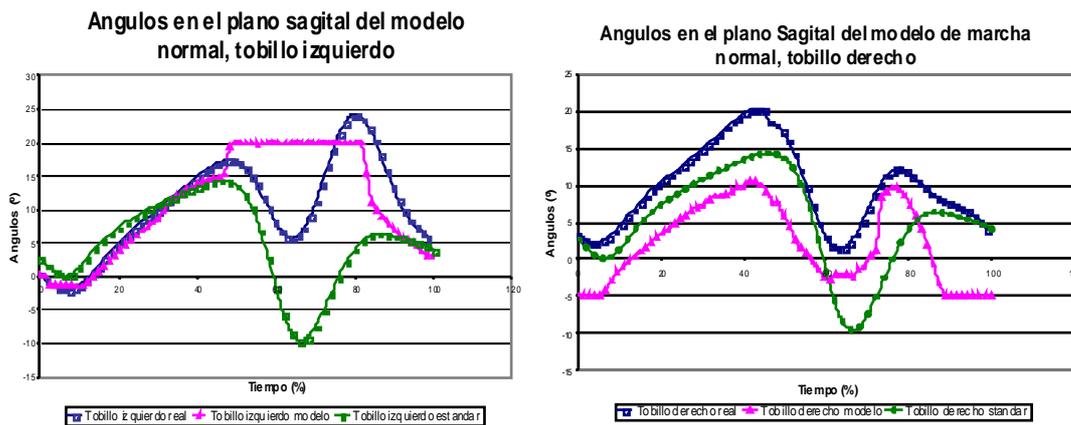


Figura 14. Resultados de modelo, tobillos derecho e izquierdo durante el 100% de la marcha- Zona de barras verticales, margen superior e inferior

4.3 Análisis de Resultados del modelo de marcha normal

A partir de los resultados obtenidos del modelo de marcha normal desarrollado, los cuales se han presentado a través de graficas se pueden analizar las características más sobresalientes de modelo.

Para las articulaciones de cadera y rodillas el modelo tiene un comportamiento muy acercado al caso real y no presenta una desviación significativa con los valores reales para las dos piernas. En el caso específico de las caderas, estas difieren entre si, es decir los resultados no son iguales para ambas, sin embargo se mantienen dentro de los márgenes superiores e inferiores que indican un margen de error aceptable para el análisis de marcha. La presencia de esta discrepancia entre una articulación de cadera y otra puede ser debida a las restricciones aplicadas al modelo para simular la etapa de estancia del ciclo de marcha, en donde una condición de velocidad en X nula es necesaria para restringir el movimiento de cada una de las piernas cuando alguna de ellas alcanza esta etapa del ciclo. Este cambio de velocidad que implica esta restricción representa un cambio en la simetría del movimiento del modelo.

Esta diferencia también se presenta en los resultados de las rodillas y se puede explicar de la misma manera que para las caderas.

Los resultados de los tobillos como se puede apreciar en las graficas, no están de acuerdo a los valores estandarizados para el movimiento de esta articulación durante el ciclo de marcha. Se observa una desviación con respecto a un caso real de un paciente y sus resultados obtenidos por medio de otro tipo de herramienta para el análisis de marcha, como también, con respecto a los valores estandarizados encontrados en la

literatura biomecánica. Esta discrepancia de los resultados del modelo se debe a la complejidad que implica la simulación del tobillo real en el modelo. Para el modelo de marcha normal se realizaron gran cantidad de simplificaciones en los cuerpos que representas los pies, lo cual incide de manera directa en el comportamiento de los tobillos del modelo.

5 MODELO DE MARCHA PROTÉSICA

5.1 Descripción de los modelos de marcha protésica

5.1.1 Prótesis transtibiales

Se realizó un modelo de las características de una prótesis transtibial y otro para una prótesis transfemoral. En el modelo transtibial se trabajó con una prótesis con pie SACH la cual tiene un sistema de amortiguamiento por compresión de los materiales de la prótesis, sin embargo no presenta articulación en sus partes es decir no presenta una articulación de tobillo. Este amortiguamiento depende del peso del amputado o el tipo de amputación. Para simular las características de este tipo de prótesis se reprodujo el amortiguamiento generado por el material. En la mayoría de las prótesis tipo SACH el material amortiguador es poliuretano debido a sus características visco-elásticas. Es por esto que se puede simular este material con un modelo mecánico resorte lineal – amortiguador denominado modelo de Voight¹⁵.

La constante para el resorte se determinó de acuerdo a la variación en la altura del material protésico o talón, durante la etapa de apoyo de la marcha y la constante de amortiguamiento de acuerdo a la rata de cambio que se desea para la altura del material protésico. Para las dos constantes del sistema se tuvo en cuenta la fuerza ejercida sobre pie protésico durante la marcha. Esta fuerza fue determinada en un modelo inicial protésico que no incluía las propiedades del material pero manteniendo las demás

¹⁵ Carreau, D, Op. cit. p 121

características de la prótesis, por medio de las opciones de Visual Nastran® para extraer información del comportamiento dinámico del modelo.

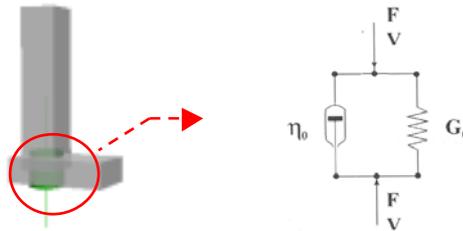


Figura 15. Modelo Mecánico que describe las características visco-elásticas del material para el talón de la prótesis de pie SACH

Los momentos que se habían utilizado anteriormente en el modelo de marcha normal para las articulaciones de las cadera y de rodilla, se mantienen iguales para este modelo protésico, ya que para este tipo de amputaciones estas articulaciones permanecen intactas y el momento ejercido por los músculos de la antepierna siguen presentes los cuales son los generadores del movimiento las mismas.

5.1.2 Prótesis transfemorales

En el segundo modelo de marcha protésico se evaluó una prótesis transfemoral en donde se mantuvieron las características del pie SACH mencionadas anteriormente. En amputaciones transfemorales la pérdida de la rodilla debe ser reemplazada por un mecanismo que imite la función de la rodilla real. Entre los muchos mecanismos para existentes para este propósito está los mecanismos de un solo eje con frenos de fricción

los cuales incorporan unos dispositivos que resisten la tendencia de la rodilla a flexionarse bajo la carga

Lo que se desea en las prótesis transfemorales es hacer que el paciente no tenga que ejercer ningún tipo de momento en la cadera para controlar el movimiento de la rodilla durante la marcha, lo cual se puede lograr si el mecanismo de freno en la rodilla protésica es capaz de generar un momento de equilibrio.

Este momento de rodilla creado por la fricción del mecanismo es el momento que reemplazaría el momento normal en el modelo protésico y de esta forma se simula el dispositivo de freno en la rodilla para el modelo transfemoral.

Para simular las condiciones de prótesis transfemorales se reemplazo en el modelo de marcha normal la articulación de tobillo derecho por el modelo del pie SACH y se retiró el momento actuante en la articulación de rodilla derecha.

5.2 Resultados del modelo protésico

Los resultados obtenidos corresponden al comportamiento de una prótesis transfemoral general, sin tener en cuenta un dispositivo de control en la articulación de la rodilla específico. De esta manera se puede comparar los resultados de este modelo con las alteraciones más comunes en el ciclo de marcha de pacientes con prótesis transfemorales sin mecanismos especiales de control¹⁶

¹⁶ SANCHEZ-LACUESTA, Jaime, PRAT, Jaime, HOYOS, Juan, Op. cit. 278

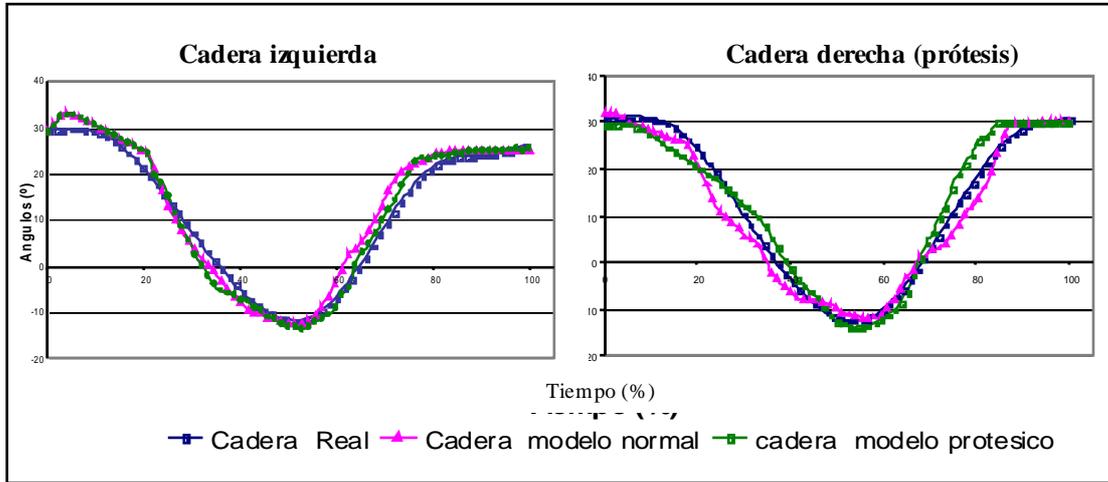


Figura 16. Resultados de caderas del modelo para prótesis transfemoral con pie SACH y ausencia de momentos actuantes en la articulación

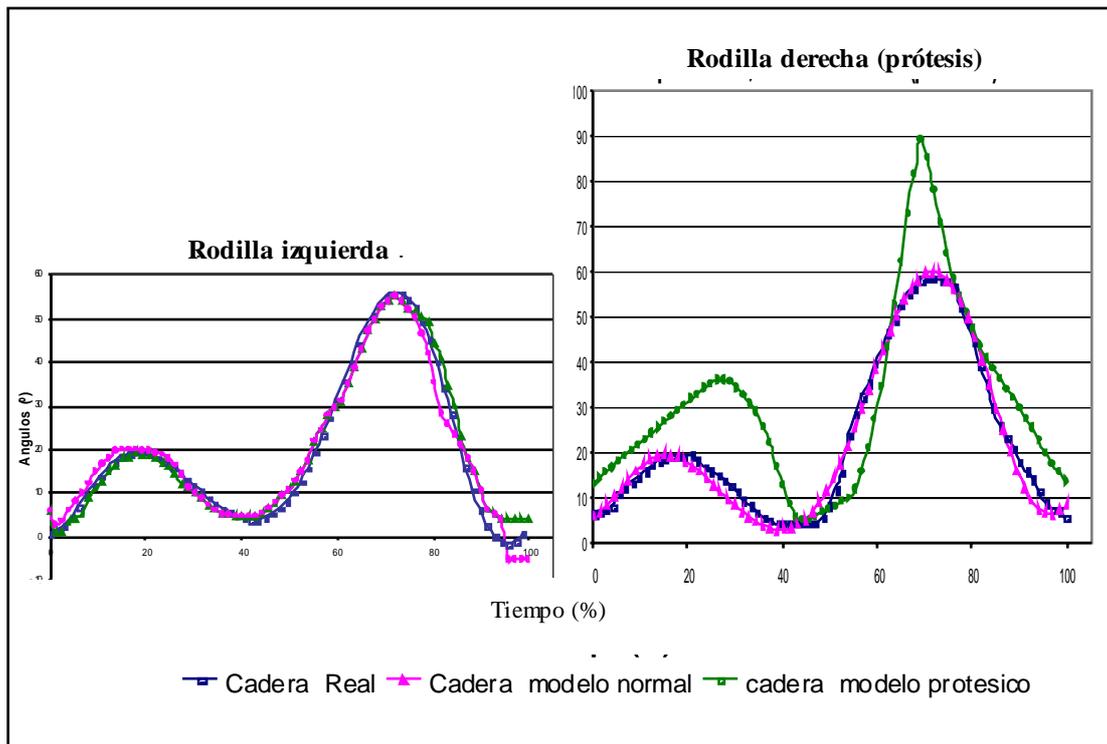


Figura 17. Resultados de rodillas del modelo para prótesis transfemoral con pie SACH y ausencia de momentos actuantes en la articulación

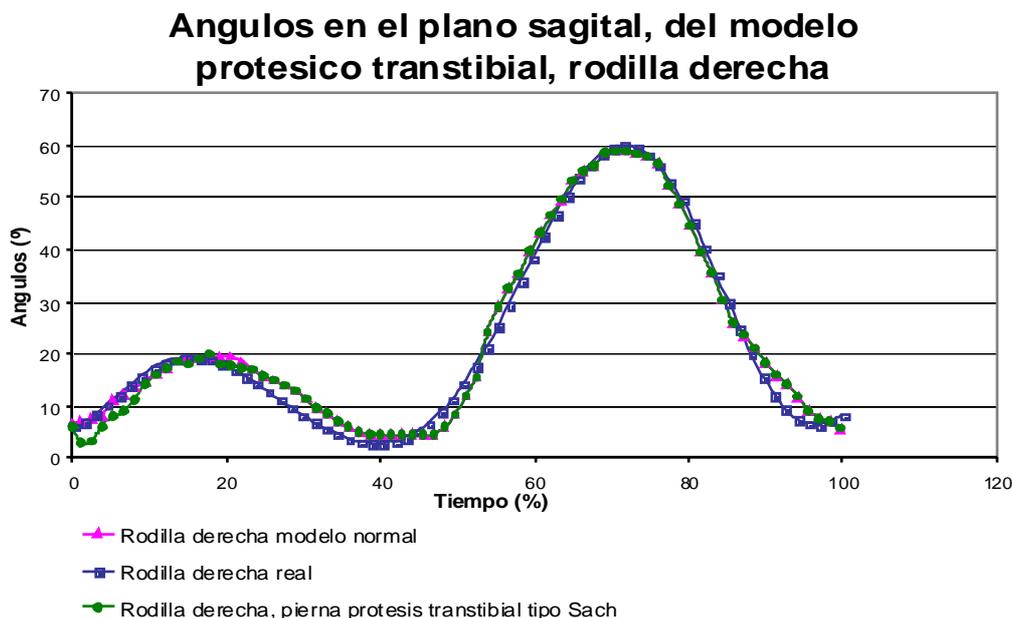


Figura 18. Resultados de rodilla derecha (prótesis) del modelo para prótesis transtibial con pie SACH

5.3 Análisis de Resultados de los modelos de marcha protésica

De igual forma que en el análisis de resultados para el modelo de marcha normal, las graficas aquí presentadas para el modelo de marcha protésica contribuyen a la interpretación de estos resultados.

Para el modelo protésico transfemoral la prótesis se incorporo en la pierna derecha, por lo que se reemplazó la articulación del tobillo derecho, por el modelo de un pie SACH y a la articulación de la rodilla derecha se le retiraron los momentos actuantes para imitar una rodilla protésica sin ningún tipo de mecanismo de control. Comparando los datos del modelo protésico con los datos obtenidos anteriormente para el modelo normal se observa que para las articulaciones de cadera, la cadera izquierda del modelo protésico no presenta un cambio significativo con respecto al modelos normal. La

cadera derecha, por el contrario presenta una desviación con respecto al modelo normal, lo que se debe en su mayoría a la ausencia de momentos actuante en la rodilla derecha lo cual afecta la etapa de inicial de estancia (20 – 30% del ciclo de marcha) y la etapa inicial y media del balanceo (70 – 88 % del ciclo de marcha) de la cadera.

En la rodilla izquierda del modelo protésico no se observan cambios importantes con respecto al modelo normal, sin embargo en la rodilla derecha del modelo protésico que fue en la cual se aplicaron los cambios protésicos, se presenta una flexión excesiva en la etapa total de balanceo (58 – 100 % del ciclo de marcha), debida a la ausencia de los momentos actuantes en la rodilla que son los encargados de controlar en movimiento de flexión de la misma. En la etapa de estancia (0 – 52 % del ciclo de marcha) se observa una extensión excesiva generada por las mismas causas que generan la flexión excesiva, la ausencia de los momentos de control de la rodilla. Estos fenómenos de extensión y flexión anormal que se aprecian en los resultados del modelo protésico están de acuerdo a las anomalías que se presentan en el ciclo de marcha de pacientes con prótesis transfemorales y que han sido descritos en la literatura biomédica.

Los resultados del modelo protésico para prótesis transtibiales mostrados no presentan mayores cambios con respecto al modelo de marcha normal. En este modelo protésico el único cambio implementado fue el reemplazo de la articulación de tobillo derecho por el modelo desarrollado para un pie SACH. Las demás articulaciones del modelo permanecieron invariantes con respecto al modelo normal. Es por esto que no se alcanzan a percibir cambios en estas para el modelo protésico. Como se observa en la grafica de la rodilla derecha, pierna en la cual se aplicaron los cambios del pie SACH,

los resultados de los dos modelos, normal y protésico se presentan prácticamente superpuestos. De igual manera se observó para las demás articulaciones del modelo protésico.

6 CONCLUSIONES

Los resultados del modelo normal estuvieron dentro de los rangos establecidos para las articulaciones de cadera y rodilla para el ciclo de marcha. Las articulaciones de cadera y rodilla del modelo normal presentan un comportamiento aceptable de acuerdo con su comparación con los valores normalizados.

Los resultados de los tobillos presentaron una desviación significativa con respecto a los valores estandarizados, generada por la simplicidad del modelo del pie utilizado, el cual no cuenta con todas las articulaciones y segmentos presentes en un pie real.

Este problema también se evidencia en otro tipo de herramientas para el análisis de marcha, que de igual forma presentan resultados para las articulaciones de tobillo fuera de los parámetros de normalidad, generados muy posiblemente por la simulación de un cuerpo rígido para el pie.

Las uniones de tipo esférico en la cadera generan mejores resultados en el modelo normal y protésico. El tener tres grados de libertad permite que el momento actuante en la articulación, el cual tiene componente en los tres planos de movimiento, genere un par de fuerza resultante cuya dirección no se vea afectada por restricciones de la articulación.

En los resultados del modelo para prótesis transfemorales se observa una flexión excesiva de la articulación de la rodilla derecha al comienzo del balanceo y en la etapa de apoyo de la pierna derecha, debida a la ausencia del momento actuante en esta. De acuerdo a los casos descritos en la literatura biomédica este fenómeno es común en pacientes con prótesis transfemorales en donde los mecanismos protésicos de rodilla no cumplen con las condiciones de control de movimiento adecuadas para cada paciente.

En la etapa de apoyo la flexión excesiva se presenta por la ausencia del par de fuerza en la articulación que evita que la rodilla ceda al transferir el peso sobre ella. En el inicio del ciclo del balanceo la flexión excesiva en paciente con prótesis transfemorales se evidencia con la elevación anormal del talón protésico.

El modelo protésico transtibial no presentó mayores cambios con respecto al modelo de marcha normal. Una razón para esto es que las alteraciones que se presentan en la marcha para paciente con prótesis transtibiales son generadas en su mayoría por factores anatómicos como debilidad o dolencia de los músculos y factores concernientes a la alineación de la prótesis y su encaje en el muñón, factores que no se tuvieron en cuenta para el desarrollo del modelo.

El diseño de modelos protésicos específicos no era el objetivo de esta investigación, fue por esto que se trabajó con algunos de los modelos protésicos más sencillos con el propósito de evaluar el comportamiento del modelo comparando sus resultados con las alteraciones de marcha comúnmente presentadas en pacientes protésicos. No obstante se

ha desarrollado una herramienta que permite la valoración de diseños específicos de acuerdo a las necesidades existentes.

7 BIBLIOGRAFIA

- J. Troy, “Real-Time Balancing and Walking control of a 7-Link Planar Biped”, Iowa State University, mechanical engineering Department, 1998
- A. Ephanov y Y. Hurmuzlu “Generating Pathological gait Patterns via the use of Robotic Locomotion Model”, Southern Methodist University, Mechanical Engineering Department, 1997
- M. Pandy y N. Berme, “A Numerical Method for Simulating the Dynamics of human Walking” *Journal of biomechanics*, Vol 21, No 12, pp 1043 – 1051, 1988
- H. Bateni y S.J. Olney, “Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait”, *Prosthetic and Orthotic Science*, vol 1, pp 2 – 10, 2002
- J. Piazza y S. Delp, “Three-Dimensional Dynamic Simulation of Total Knee Replacement Motion during a Step-Up Task”, *Journal of biomechanical Engineering*, Vol 123, pp 599 – 606, 2001
- M. Whittle, *GAIT ANALYSIS an Introduction*, Butterworth-Heinemann, Oxford, 2000
- D. Winter, *BIOMECHANICS OF HUMAN MOVEMENT*, Wiley- Interscience Publication, New York, 1979
- J Sanchez-Lacuesta, J Prat, J Hoyos, E. Viosca, *BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL Y PATOLÓGICA*, Generalitat Valenciana, Valencia, 1993
- W. Smith, *Fundamentos de la Ciencia e Ingenieria de Materiales*, Mc Graw Hill, Tercera edición, 1998
- P. Carreau, D. De Kee, R. Chhabra, *Rheology of Polymeric Systems, Principles and applications*, Hanser Publishers, 1997

ANEXOS

ANEXO 1

Tabla de momentos para la articulación de cadera (N m). Para un paciente de 49 Kg.

Cuadro de imagen	Momentos Cadera Derecha			Momentos de Cadera Izquierda		
	Extensión	Abducción	Rotación	Extensión	Abducción	Rotación
0	6,2272615	6,5652013	0,35665157	-14,142445	0,08121966	-0,02374367
1	6,761368	5,1571083	0,22055261	-19,52721	0,21258765	-0,4583525
2	11,993238	5,077982	0,24048546	-23,964489	-0,48869714	-0,6163099
3	14,537984	5,7503533	0,2788725	-21,532549	0,28278753	-0,34676224
4	18,116472	5,013704	0,28536785	-24,548035	1,4880629	-0,11385135
5	23,078978	5,160546	0,24706137	-24,7141	2,8202255	-0,01918048
6	23,197426	4,1379957	0,20445448	-26,998194	2,4271917	-0,02874616
7	26,429014	5,033153	0,28825015	-26,959478	2,4648173	-0,01639211
8	28,72886	6,068518	0,40863055	-27,760412	2,22692	0,00849693
9	27,780432	5,04174	0,35728657	-28,777113	1,917785	0,07173958
10	31,560806	4,328526	0,26948726	-54,366127	-0,8832011	-4,317533
11	33,174282	8,514613	1,1015252	-57,734573	-1,457789	-9,34156
12	36,213673	5,618034	0,64035046	-54,786892	3,9173617	-7,4822793
13	35,394844	4,823017	0,5642785	-52,94518	14,017001	-5,5903063
14	39,462856	4,9276047	0,68278706	-49,896683	23,462542	-3,6207962
15	39,44749	2,5974338	0,06808102	-59,61683	20,424065	-3,194933
16	31,885294	5,4495897	1,3160784	-57,46355	25,10844	-1,3408613
17	37,566643	6,354719	1,904844	-59,06801	26,633663	0,76132727
18	32,921627	4,453869	1,2934529	-59,548916	26,238594	2,13688
19	31,670591	4,7137084	1,6783159	-50,99961	24,850296	2,2422004
20	28,974125	4,723352	1,9669241	-46,35442	23,55145	2,7633505
21	21,614573	3,9085453	1,7142837	-41,34679	23,703236	2,7479236
22	16,26247	3,5650403	1,7646507	-29,726297	21,417387	2,9656727
23	14,527591	4,0860868	2,1779313	-29,19373	19,433884	1,8264499
24	9,622964	3,5679874	1,9625562	-25,384573	13,967906	0,8433778
25	3,2354312	3,9825962	2,2164817	-18,807098	14,319862	0,5298878
26	-2,5906763	4,751115	2,5053768	-15,75135	13,562734	0,6067625
27	-6,4044857	5,0507107	2,6184769	-10,409647	12,888597	0,3424884
28	-11,269021	4,2065945	1,8086232	-7,494731	11,878721	0,24878877
29	-14,583349	4,190226	1,7003328	-4,1528234	12,793613	0,09156385
30	-16,777277	4,644448	1,5809917	-2,392402	13,090388	0,3049524
31	-20,823696	3,9126956	1,0996987	0,8863565	15,466603	0,6746688
32	-23,958052	3,4434521	0,6985184	5,3998775	19,99563	0,93563366
33	-26,178839	4,312924	0,77205545	8,130501	22,056015	1,1255593
34	-27,88777	3,8743088	0,4229008	10,66247	25,476955	0,90596676
35	-33,4761	3,991877	0,36498016	15,584141	22,980759	1,1917634
36	-33,459248	4,934887	0,35005695	19,315355	24,211521	0,53623176
37	-32,856163	3,9971457	0,09420973	21,733383	26,21745	0,2662735

38	-34,07678	5,6560006	0,12634096	27,474031	27,922388	1,3062072
39	-36,06334	3,486076	-0,13788408	32,69562	25,523052	2,4747272
40	-35,80086	5,7044997	-0,00336945	37,445457	22,821026	3,4138222
41	-34,294697	4,546447	-0,12651077	40,202103	20,131628	4,9635715
42	-38,989403	3,3221407	-0,1052501	44,840088	21,352774	5,953657
43	-36,24674	4,0339613	-0,04079348	46,678	20,554667	7,347245
44	-44,64922	9,839904	-0,4988377	48,625385	19,17755	9,0612335
45	-61,530384	2,8847442	-1,5858037	46,418804	17,471382	9,697779
46	-54,48123	6,0050316	-1,0550163	43,36811	11,333847	9,978735
47	-51,91543	10,727308	0,5447111	39,024593	5,6864567	8,597534
48	-39,411407	20,873016	3,606606	38,273907	0,19674039	5,8465486
49	-37,189613	22,690632	5,4338107	35,98892	-4,8137465	1,6842505
50	-38,201523	29,922483	7,362059	35,126007	-3,0096629	-0,7599361
51	-38,331253	31,751204	7,993379	34,245735	-1,2359138	-0,15423656
52	-38,06911	36,53801	9,887144	22,132214	2,1520174	1,3286734
53	-30,9528	36,12274	9,733378	19,989662	-0,45734906	-0,04562086
54	-27,441507	34,900425	9,526605	14,986323	0,4893513	0,3820895
55	-21,963274	34,611637	8,339325	12,626882	1,5099229	0,9852284
56	-16,306923	34,4998	7,6222568	6,01853	-1,2657958	-0,5531959
57	-9,252633	34,47028	6,6271343	-0,665486	2,0619059	1,0537565
58	-3,6364772	31,857552	5,3680725	-3,0341718	1,1374959	0,64538723
59	-1,1596345	30,761566	4,101884	-6,262278	1,4133887	0,961739
60	4,291086	28,213398	3,3072126	-8,743298	3,3452098	1,793282
61	10,428685	27,43271	2,2148218	-13,885448	0,613492	0,59332955
62	13,0133095	25,784185	0,81202006	-16,256645	1,810985	0,95979226
63	17,219513	23,951166	-0,2818994	-20,459866	0,18047184	0,18952549
64	20,237896	27,715883	-1,9733638	-21,683405	2,2301073	0,6399963
65	24,305517	25,347868	-2,572915	-23,955338	0,7405225	0,1003741
66	26,36403	27,005741	-2,8910456	-25,662321	0,8001936	0,07927251
67	32,20336	27,6098	-4,0719233	-26,433237	0,36275363	0,04181731
68	37,905148	27,913937	-4,799602	-26,685188	1,081696	-0,00803733
69	40,101437	30,593805	-5,3742995	-27,615332	2,6611502	0,08755964
70	46,237713	34,738976	-7,268845	-26,653387	2,5189576	-0,07659474
71	51,405598	34,95275	-6,754298	-27,579407	2,166955	-0,08785939
72	60,739914	40,75498	-7,7844477	-27,02094	2,6512287	-0,17361234
73	67,51193	38,36098	-7,107742	-26,670935	1,8146938	-0,13630313
74	74,70747	39,798473	-7,6147504	-27,155615	1,878947	-0,11924377
75	73,32913	39,5617	-6,8987026	-27,099546	2,154753	-0,16741589
76	83,86124	37,244358	-5,8102274	-26,334408	2,1166925	-0,06246528
77	84,78729	34,235348	-4,912547	-26,182598	1,9589715	-0,12883165
78	78,13516	30,46545	-3,5468035	-25,755623	1,9194894	-0,2282024
79	78,98546	27,366425	-2,7504392	-26,44815	0,6726599	-0,29010105
80	74,02086	23,559195	-0,8277781	-25,064531	2,2312877	-0,17008388
81	66,88924	16,062677	-0,680925	-27,223991	2,9099174	-0,15768099
82	60,24424	11,98583	0,7918657	-24,47495	1,5356796	-0,40774813
83	49,988407	5,387368	-0,61120206	-23,941692	1,9091909	-0,19319922
84	45,359364	1,9339483	-0,7773718	-21,774372	2,051485	-0,2520238
85	41,032845	1,6623528	-0,57130206	-19,232477	2,2301817	-0,10947421

86	35,288292	2,918041	0,49511257	-18,514734	1,0541307	-0,1297316
87	32,33055	3,7020805	0,95128274	-15,462704	2,366605	0,10636783
88	20,20573	2,4613063	0,70467275	-13,78097	2,4434938	0,15818554
89	13,355147	3,7786863	1,7188457	-11,428303	0,55173075	-0,04210919
90	11,626598	1,5849682	0,63099635	-7,1181064	1,5717574	0,17035392
91	4,2848043	3,2438354	1,6029823	-5,139306	0,9410682	0,02478911
92	-0,9883282	2,6346996	1,8995202	-4,793307	2,4105535	0,42861927
93	-4,21558	4,823754	2,9021103	-2,1303098	2,8479567	0,35211515
94	-10,515731	1,8742509	1,6255125	-1,3312501	2,527173	0,42507887
95	-13,181257	2,1685648	1,9710886	2,5446696	3,7540445	0,35056943
96	-14,034645	1,5503182	1,4825261	2,227412	4,2012343	0,46228933
97	-19,538328	1,7260559	1,5422873	4,9342785	3,14708	0,104954
98	-22,666359	1,9371026	1,5148687	4,438383	3,4402144	0,13469692
99	-25,77283	0,56357855	1,0000865	9,485466	2,7691069	-0,00723714
100	-28,294436	0,7811547	0,96509415	11,591493	3,2444363	0,1119279
101	-30,241396	-0,14832026	0,64694977	12,948546	2,6688232	0,02426708
102	-30,87446	-0,10315956	0,6069651	15,077001	2,107941	0,02903664
103	-36,55199	6,2471905	1,4035351	16,675524	1,147084	0,08644992
104	-35,48814	-0,6129503	0,49447265	21,419744	3,2892392	0,19645593
105	-35,51894	0,02427658	0,48024055	20,75136	1,2845016	0,10785365
106	-40,74184	0,90385973	0,5594374	21,188065	0,5908129	0,07395053
107	-39,92337	-0,07527845	0,652273	23,847471	2,110686	0,28481328
108	-35,791588	-0,11047894	0,33926216	26,510489	0,7772145	0,04138601
109	-33,642323	1,742934	0,50859576	26,484697	1,7512047	0,2595016
110	-29,503283	1,2497799	0,3965305	28,246313	2,2731953	0,19815156
111	-29,143383	2,0318403	0,50592417	30,090878	0,8913946	0,15498763
112	-27,201437	2,482614	0,5731847	31,70218	0,19441566	-0,14405715
113	-26,890238	1,7355559	0,49232924	31,056955	0,91760284	-0,01968479
114	-25,86727	1,6690214	0,63957494	30,640778	0,72043777	0,05284941
115	-25,123451	-0,02601996	0,32546502	29,842985	0,75155056	0,00495547
116	-23,20697	0,49765554	0,35396823	29,364532	0,08992693	-0,26588726
117	-20,647331	0,2784934	0,42499584	27,112259	0,4871028	-0,21411514
118	-18,446934	0,62986267	0,43313137	24,697212	1,1229823	0,03326035
119	-15,7616415	1,1453826	0,36077076	20,893692	1,350175	-0,09773046
120	-13,1005945	1,2937077	0,37830237	17,01591	1,5880793	0,02202278
121	-11,190286	1,5342875	0,3021832	11,043685	1,922287	0,34283483
122	-7,65371	1,7586248	0,2667664	5,921724	1,8313628	0,08183962
123	-5,2055383	2,2346559	0,23575632	0,94025815	0,9711279	0,17412493

ANEXO 2

Tabla de momentos para la articulación de rodilla (N m). Para un paciente de 49 Kg.

Cuadro de Imagen	Momento Rodilla Derecha			Momento Rodilla Izquierda		
	Flex/Ext	Valgus	Rotación	Flex/Ext	Valgus	Rotación
0	-3,4536004	2,039041	0,00178789	-0,68090075	-0,05045979	0,00898135
1	-2,0592675	1,4711607	-0,01572041	0,4365078	-1,0347353	0,10586458
2	-4,086897	1,3413846	-0,01494422	4,2108817	-1,6860492	0,02835293
3	-4,5109963	1,5944799	-0,02750393	5,9366937	-1,2084638	-0,06325984
4	-5,4576793	1,1963385	-0,02036696	8,233497	-0,37061012	-0,14640409
5	-7,393445	1,1899471	-0,04113922	9,172116	0,52875495	-0,17753372
6	-6,593578	0,5465133	-0,03497806	10,403343	0,5737282	-0,19065616
7	-7,8891006	1,0614653	-0,03232572	10,224309	0,6560674	-0,16835478
8	-8,688561	1,5356866	-0,0297873	10,152149	0,47692308	-0,13854416
9	-7,7454853	1,0857307	-0,01443179	9,839618	0,2584931	-0,09077711
10	-9,926526	0,6893696	4,79E-04	21,02791	-2,330806	-4,6860404
11	-10,774868	3,0415509	0,01416296	18,377943	-1,5271342	-9,714116
12	-12,457222	1,6126267	0,03518066	12,844609	1,6448004	-8,088111
13	-12,499078	1,3427405	0,0430574	8,322943	6,131093	-6,950402
14	-16,35669	1,55396	0,0620952	2,0527442	12,423806	-6,304341
15	-17,331745	0,37984157	0,08912998	3,300359	9,830461	-5,8698125
16	-12,275095	2,2233777	0,09756827	-1,7379063	13,073686	-4,946088
17	-19,144497	2,9414377	0,12228799	-3,1478941	13,489263	-3,1813412
18	-17,198614	1,8813319	0,1298308	-3,3249567	13,477022	-1,9700544
19	-18,72233	2,211519	0,13262135	-7,9873405	13,235407	-1,6314654
20	-18,555033	2,3774796	0,14035654	-9,232292	12,744899	-0,91578573
21	-15,164781	1,9584311	0,11222667	-9,061617	13,142344	-1,050504
22	-15,421027	1,8600683	0,1047827	-12,672736	12,387388	-0,28638494
23	-16,90016	2,2154443	0,08503854	-9,134023	10,768004	-1,0276852
24	-15,128448	1,9132814	0,06684277	-7,260831	7,1871204	-0,8481231
25	-14,114957	2,123611	0,06565279	-7,36777	7,3524055	-1,0764308
26	-10,774738	2,5554821	0,05980271	-4,7028637	6,633272	-0,7652331
27	-10,1564665	2,653495	0,06574631	-3,5935364	6,0735364	-0,81540537
28	-6,6973977	1,8540039	0,06389391	-1,101284	5,8788023	-0,8385947
29	-6,0114236	1,7906876	0,07485765	1,5648214	6,273299	-1,0459977
30	-3,0727606	1,8416357	0,06268606	4,3225074	6,405092	-0,839441
31	-1,1970103	1,309192	0,08237898	6,208374	7,6402874	-0,5787029
32	1,8715472	0,8732955	0,08274266	6,307034	10,529116	-0,5338476
33	3,522528	1,2079248	0,07115251	8,215506	11,884204	-0,39104104
34	6,0791955	0,74511665	0,04920003	9,90879	14,344792	-0,7381489
35	9,040528	0,7454235	0,01634246	11,25297	12,409323	-0,24020529
36	10,296246	1,1440879	-0,01963249	13,169321	13,661628	-1,0052686
37	10,693424	0,7156346	-0,07537136	14,831799	15,690297	-1,5195413
38	12,005157	1,4920168	-0,10104806	14,449278	17,326626	-0,72088766

39	12,937215	0,4045722	-0,13830037	13,11305	16,03855	0,41467142
40	13,085694	1,7251892	-0,13877597	10,668503	14,860664	1,2487998
41	12,131905	1,1026362	-0,13517354	7,9593797	13,796894	2,6303244
42	13,989457	0,47935072	-0,11203969	1,2441751	14,254578	3,1543226
43	12,182264	0,9216781	-0,08107492	-4,749364	13,69231	4,0699487
44	14,334026	4,0388994	-1,1780994	-12,567714	12,478731	5,3089013
45	14,217771	1,0376275	-1,8969378	-18,413012	12,245424	5,18089
46	4,715854	3,1428282	-1,7513099	-22,830645	8,919722	5,8861265
47	1,6129211	6,264656	-0,90109706	-24,60204	6,066725	5,220731
48	-8,343015	13,4587965	0,34093213	-25,170866	2,1015759	4,0570836
49	-12,021274	14,135879	1,8949463	-21,863277	-2,1960046	2,3309836
50	-15,050677	19,67803	1,9410073	-18,52359	-2,2439988	-0,2407071
51	-17,207232	20,892324	2,0663462	-17,779428	-1,5603004	0,16020712
52	-18,359081	23,01571	3,2757912	-11,940278	0,970255	0,15469718
53	-21,5596	23,069017	3,1929352	-12,334586	-0,8664703	0,13841677
54	-21,330425	21,957968	3,5003412	-11,66727	-0,32297346	0,09651858
55	-20,763903	21,391792	2,6313844	-11,9115305	0,28329152	0,05651501
56	-19,499952	20,469425	2,3752313	-10,932354	-1,6090713	0,01719093
57	-18,619198	20,121782	1,842837	-6,4508657	0,67905486	0,01238895
58	-16,703592	17,982649	1,4034934	-7,2209167	-7,08E-04	0,0224686
59	-13,3181305	17,09781	0,67356807	-6,761078	0,311227	0,06903073
60	-11,565787	14,54531	0,77396446	-6,2145667	1,4114635	0,09811777
61	-10,686102	13,888766	0,06256473	-2,5406878	0,15986875	0,14586453
62	-7,9382143	12,787809	-0,89269984	-2,9619968	0,60326797	0,17250878
63	-5,952064	11,118625	-1,5449708	0,65460545	-0,07342418	0,18210131
64	-4,5091977	14,734783	-3,3827353	1,9746115	0,94733477	0,17408057
65	-3,0941	12,450592	-3,5654182	4,0242815	0,17208008	0,13889621
66	-0,52177656	13,537115	-3,8498533	5,7986875	0,31945097	0,07808042
67	-1,1500803	14,442741	-4,95094	7,601318	0,3310572	0,02378404
68	-1,1541134	14,880643	-5,6348963	8,481448	0,7837258	-0,0323537
69	0,18333086	15,945369	-6,290464	9,431605	1,8641527	-0,06190518
70	-0,9471699	17,96768	-8,462664	9,425369	1,8363062	-0,10049795
71	-1,7832345	18,114582	-8,17584	9,956483	1,588785	-0,07150799
72	-5,3510504	21,471636	-9,901259	9,502514	1,7842782	-0,07020661
73	-10,350218	20,254862	-9,557175	8,930565	1,0337157	-0,01857194
74	-15,742006	21,066319	-10,927279	8,712609	1,0898854	-0,00758517
75	-17,89739	21,463614	-11,146887	7,778774	0,95065147	0,04069951
76	-29,644867	20,122229	-10,70561	6,713945	0,9980994	0,01828571
77	-36,735485	18,562334	-10,267858	5,8173003	0,7818408	0,02040005
78	-41,063225	17,370459	-9,562654	4,976194	0,5596684	0,00718999
79	-49,14083	16,553333	-9,387606	4,6170673	0,00289467	-0,00791544
80	-53,347908	14,255658	-7,227686	3,5774815	0,8303696	-0,05885626
81	-53,284664	10,302594	-5,522806	4,0504246	0,96684396	-0,06380218
82	-50,84782	8,406717	-3,3732426	2,8800964	0,19512898	-0,06825395
83	-40,780483	3,112767	-1,7011608	2,258868	0,50598377	-0,04582749
84	-33,13771	1,1592008	-0,60396725	1,8301991	0,4171491	-0,05676177
85	-28,79772	0,57256967	-0,13082248	1,2027951	0,6009458	-0,07069038
86	-23,609547	1,4225323	0,09238999	1,2058617	0,10915639	-0,02460325

87	-27,179892	1,7735023	0,08135375	0,3262571	0,72540593	-0,02333883
88	-18,241354	1,2274036	0,05571619	0,5184629	0,698213	-0,01982586
89	-16,15625	2,1494823	0,03893614	1,0337099	-0,11984492	0,01111734
90	-16,154528	0,7680847	0,03545832	-0,7293371	0,10597505	0,00305875
91	-14,203982	1,935009	0,02628934	-1,3653331	-0,3664408	0,01662228
92	-12,462006	2,0399418	0,03451151	-1,2229011	0,4390327	0,04473066
93	-10,776397	3,4367878	0,05422354	-1,7886978	0,38275677	0,06323461
94	-6,7218456	1,8764982	0,07503504	-1,4869047	0,33548054	0,0545424
95	-5,967382	2,333293	0,09285975	-3,3015642	0,4501125	0,03303078
96	-4,573248	1,8840458	0,09857938	-1,7715472	0,97695357	0,06665771
97	-2,1554844	2,1052575	0,10714197	-1,994786	0,3350691	0,00436249
98	1,1081384	2,0739796	0,10011855	-1,1342543	0,6692431	0,01559249
99	3,316303	1,1747363	0,09698924	-2,4895692	-0,06278102	-0,04536258
100	5,2912965	0,9620398	0,11313626	-3,1286466	0,22769411	-0,0100342
101	8,318144	0,03106105	0,06049532	-2,9434247	-0,2923538	-0,069548
102	8,673911	-0,0778272	0,04376775	-3,2896636	-0,5878795	-0,04651853
103	12,168802	2,9716215	-0,00397048	-3,3842075	-1,1484618	-0,0662424
104	12,229514	-0,76832753	-0,06475532	-5,8765225	-0,7045532	-0,04771709
105	12,381308	-0,46170437	-0,11497232	-4,431699	-1,4867359	-0,08661121
106	15,079993	-0,14176947	-0,12837628	-4,171186	-1,7244822	-0,05152988
107	14,570689	-0,36812484	-0,11606497	-5,3376217	-1,1864834	-0,03688024
108	12,082693	-0,56630635	-0,10359001	-6,2365456	-2,0456173	-0,05726445
109	10,687942	0,6626744	-0,06385064	-6,28422	-1,5543741	-0,02759847
110	8,058876	0,60979414	-0,04817312	-7,014456	-1,128795	-0,0325191
111	7,0920644	1,1060634	-0,02707672	-7,8478675	-1,6964383	-0,0051927
112	5,4404173	1,6120964	6,51E-04	-9,397085	-2,0509102	-0,00835151
113	4,884273	1,3329461	-0,02850783	-9,472044	-1,3949606	1,99E-04
114	3,8301954	1,5411221	-0,01023508	-9,625943	-1,0233643	0,05529834
115	3,3662138	0,7096639	-0,0419219	-10,389679	-1,0329372	0,07525544
116	2,381797	0,8827929	-0,03083146	-10,96458	-1,0013413	0,09674142
117	1,5975964	0,8972701	-0,01918584	-11,097224	-0,84260166	0,11096341
118	0,9864712	1,0046021	0,01542893	-11,085476	-0,5360819	0,14374208
119	0,30248415	1,0638931	-0,01618792	-10,707351	-0,5860817	0,09875219
120	-0,05927792	1,0275928	0,01622533	-10,046376	-0,47926676	0,07491434
121	-0,36153498	1,0023997	-0,00279302	-8,72423	-0,26171416	0,06564596
122	-0,9588329	0,9420607	0,01095692	-7,520042	-0,391831	-0,01000091
123	-1,2387823	0,9037318	-0,00128328	-6,1973634	-0,46631372	0,01681743

ANEXO 3

Tabla de momentos para la articulación del tobillo (N m). Para un paciente de 49 Kg.

Cuadro de Imagen	Momento Tobillo Derecho			Momentos Tobillo Izquierdo		
	Plantar	Varus	Rotación	Plantar	Varus	Rotación
0	0,00145933	-0,00170551	1,09E-05	-0,00561294	0,01517368	0,00170224
1	0,01522138	-0,00540158	-0,00223225	0,0479649	-0,01351327	-0,00554993
2	0,03152051	-0,00518716	-0,00505811	0,078226	0,00227151	2,05E-04
3	0,04498646	-0,01034359	-0,00451374	0,09806266	0,01857414	0,00347971
4	0,05297012	-0,00420146	-0,00454217	0,111139566	0,03094523	0,00623595
5	0,06231994	3,91E-04	-0,00132834	0,11855527	0,03583616	0,00562124
6	0,07037219	0,00299945	9,05E-04	0,12204768	0,04397587	0,00855536
7	0,07459733	0,00620111	6,84E-04	0,12122829	0,03341741	0,00447531
8	0,08043454	0,00961463	0,00143529	0,11457288	0,03193667	0,00469062
9	0,08830922	0,00170974	0,00565007	0,09761021	0,02085681	0,00102126
10	0,08787261	0,00342488	0,00466618	1,2623378	4,6541777	-1,1030904
11	0,07543108	0,00550295	0,00210881	-0,570475	9,689648	0,6356058
12	0,05457731	0,00324865	4,89E-04	-3,049724	8,08482	0,572103
13	0,02143353	-0,00568221	3,86E-04	-2,289417	6,9231796	-2,520131
14	-0,02850015	-0,00440418	-0,00452853	-1,2905958	6,2954054	-1,324414
15	-0,06483508	-0,03506962	6,88E-06	2,2285042	5,8900886	-4,1914883
16	-0,11217094	-0,04387238	-0,00367765	2,0776792	5,01932	-4,4333677
17	-0,13571282	-0,07927597	0,00208417	5,0547686	3,4220161	-6,541607
18	-0,1655586	-0,08089832	-0,00258087	8,782275	2,3998268	-7,7255244
19	-0,16773415	-0,0945074	5,68E-04	8,635997	2,2029996	-7,6557918
20	-0,1653872	-0,08777785	-7,18E-04	10,341851	1,6968063	-8,170848
21	-0,1647705	-0,0638576	-0,00621158	12,787044	1,9187114	-7,6417804
22	-0,15050559	-0,05035587	-0,00594424	12,177271	1,1932615	-6,98366
23	-0,13624622	-0,02315472	-0,01020922	17,685673	2,2290797	-8,006388
24	-0,10714401	-0,00910827	-0,01002897	21,026833	2,3682911	-9,331877
25	-0,0695712	-4,67E-05	-0,0094218	21,388672	2,6549788	-8,992874
26	-0,03449398	0,0141647	-0,01177111	23,571938	2,5225759	-9,366019
27	-4,36E-04	0,01242887	-0,0093576	24,106028	2,6328366	-9,197681
28	0,01429863	0,01213452	-0,00762336	25,454872	2,5912647	-8,292776
29	0,01881867	0,01531234	-0,00628948	28,434095	2,8724806	-8,216338
30	0,01389825	0,0206527	-0,00925178	30,48087	2,8628886	-8,711208
31	0,02144169	0,00770408	-0,00195654	33,095478	2,7982438	-9,152566
32	0,02117169	0,00583406	-0,00521905	33,974953	2,5699587	-7,9215074
33	0,03502535	-0,00132573	0,00261939	37,308907	2,58819	-8,159718
34	0,04725589	-0,00397113	0,00228665	41,156803	2,9183736	-7,61872
35	0,06566888	0,00670607	0,00545329	46,450207	3,2209063	-10,185749
36	0,08723153	0,01615108	0,00668966	53,133106	4,141418	-10,16949
37	0,10450011	0,03572744	0,01114599	59,70314	4,5409465	-9,394551
38	0,11699592	0,05258578	0,01342428	67,0853	3,682053	-9,187759
39	0,12377995	0,0719552	0,01876583	72,14961	2,635456	-9,807281

40	0,12457619	0,06753241	0,01507538	76,763885	1,4211509	-9,148078
41	0,11532933	0,06279977	0,01354912	80,44296	-0,5741668	-8,075039
42	0,10036051	0,05865263	0,01269479	79,85805	-2,1153207	-5,5662575
43	0,06948773	0,03248001	0,00569374	78,42659	-3,8378515	-3,6194966
44	1,225297	1,1389294	0,40692195	72,75624	-5,8638773	-1,190207
45	-5,6931767	1,8509163	-0,07006985	63,844696	-6,563347	2,7767515
46	-8,142861	1,8393018	-1,8643662	51,431637	-7,3462424	4,516776
47	-8,387304	0,993155	-1,7093838	36,23392	-6,5043163	6,075864
48	-6,8069515	-0,37855518	-0,36838558	22,392693	-4,8161345	5,125902
49	-3,1817791	-1,6877793	-2,2977128	9,101897	-2,5901031	2,729569
50	-1,1032993	-1,9591775	-0,07521895	1,863881	0,20340419	1,2458733
51	-0,12914853	-2,0167398	-0,5095734	-0,13929977	-0,12751667	0,01343343
52	3,123619	-2,939835	-1,9952378	-0,14796196	-0,11873005	0,0074773
53	4,090751	-2,841403	-1,7389815	-0,14901295	-0,11374555	0,0042952
54	6,4748325	-3,0047777	-1,9912183	-0,16197762	-0,06633676	-0,01096805
55	8,833692	-2,1727786	-1,2415054	-0,16715953	-0,02139694	-0,02231068
56	10,903538	-1,702101	-1,668428	-0,16589738	0,0257652	-0,0323766
57	11,880903	-1,3294498	-0,6433282	-0,13553882	0,04243939	-0,03227616
58	14,377972	-0,76265824	-0,64567304	-0,09317328	0,03407498	-0,02777591
59	16,44781	-0,20229971	0,48697227	-0,04167115	0,01570514	-0,02149611
60	18,280432	0,13335395	-0,7337745	0,00512166	-0,00958226	-0,01110583
61	18,940592	0,751431	-0,04490824	0,03080868	-0,01778188	-0,00794614
62	21,337463	1,6040695	0,8803594	0,06143775	-0,02797358	1,42E-04
63	24,134665	2,5515606	0,52810425	0,0849811	-0,02807779	0,00314267
64	25,37965	3,137829	4,9397244	0,10448439	-0,0129719	0,00853201
65	28,301582	3,972147	3,5017242	0,10973381	8,88E-04	0,00624804
66	32,798584	4,1752768	4,448278	0,11178329	0,01641154	0,0068673
67	35,60316	4,822186	6,287182	0,10644076	0,0207968	0,00450035
68	39,66157	5,2842507	7,4474964	0,10280348	0,02565123	0,00408715
69	43,855755	6,2666454	7,1821365	0,09791946	0,02968985	0,00388772
70	48,76139	8,349556	8,232946	0,09517374	0,02851549	0,00388268
71	54,134377	8,129955	8,412909	0,09506887	0,02771022	0,00268739
72	61,48883	9,207769	10,727377	0,09635484	0,01542089	-0,00142189
73	62,914005	8,811982	10,468457	0,09975271	0,00976604	-0,00265595
74	68,08583	9,633505	12,063959	0,08648373	-0,00707083	-0,008346
75	70,68474	9,207987	13,465371	0,07788031	-0,01022505	-0,00830086
76	68,96555	8,644686	13,166018	0,04772515	-0,01477021	-0,01018201
77	66,84428	8,257317	12,5168085	0,01494152	-0,00897878	-0,00776891
78	60,666496	7,2598047	12,866306	-0,0182714	-0,00408495	-0,00687256
79	52,88507	6,922635	13,385811	-0,04806282	0,00734747	-1,22E-04
80	43,369907	5,553878	10,326128	-0,05970621	0,01444122	0,00387123
81	31,944178	4,4639754	7,647397	-0,06952215	0,01406158	0,00552938
82	19,884514	2,6703787	5,9864197	-0,06525774	0,01593973	0,00703497
83	9,993714	1,5765247	1,715863	-0,05573383	0,01226856	0,00861475
84	3,005741	0,5791458	0,82288986	-0,04863453	0,01209519	0,00653804
85	-0,30416593	0,17304115	-0,07892901	-0,03906514	0,0107959	0,00721981
86	-0,17775941	-0,05027542	-0,00500133	-0,0267051	0,0059419	0,00408339
87	-0,16447583	-0,05822491	-0,00175843	-0,02389083	0,00790078	0,00165573

88	-0,1593266	-0,02289753	-0,01141986	-0,0130412	0,00505413	0,00561869
89	-0,13433108	-0,01837616	-0,00945296	-0,01285759	0,00301058	7,62E-04
90	-0,10959898	0,00113106	-0,01194388	-0,00778897	0,00305617	0,00168156
91	-0,08487829	0,00714981	-0,01139556	-0,00665348	0,00170202	-2,19E-04
92	-0,05714442	0,01500816	-0,01194168	-0,0025825	-0,00160515	-0,00114639
93	-0,02429438	-3,63E-04	-0,00731573	5,78E-04	-9,55E-04	-0,00113418
94	-0,00394528	0,00626955	-0,00899932	0,00939053	4,81E-05	-0,00465781
95	0,0210022	0,00141399	-0,00325197	0,01206433	0,00319692	-0,0015653
96	0,02251742	0,00709213	-0,00565607	0,01055921	0,00212085	-9,65E-04
97	0,01298174	0,02059141	-0,00807561	0,01136376	0,00341844	-0,00270059
98	0,00755169	0,01843311	-0,00844265	0,01530975	0,00471528	-0,00177508
99	0,01029281	0,01456493	-0,00793042	0,02157432	-5,95E-04	-0,00246448
100	0,02084123	0,00300675	-0,01118591	0,02292733	0,00271181	-0,0048129
101	0,04519185	0,00605869	-7,98E-04	0,03423897	0,00267521	-0,00355722
102	0,07150646	0,01453185	0,00244346	0,03759357	-0,00164026	-0,00305028
103	0,10087936	0,02513816	0,00575261	0,04678575	0,00616708	-0,00500766
104	0,12689042	0,06396878	0,0171169	0,05021578	0,00639837	-0,00493457
105	0,13999613	0,08489864	0,02103338	0,06385161	0,0031306	-0,00131246
106	0,13643305	0,07693486	0,01673561	0,06642315	0,00929159	-0,00331413
107	0,12635998	0,07338616	0,01509447	0,07717236	0,00539549	4,08E-04
108	0,10960741	0,05417428	0,01016995	0,07547316	0,0096008	-0,00212464
109	0,08729027	0,03270198	0,0044331	0,07816614	0,00567983	9,63E-04
110	0,05196654	0,01055619	-0,00135421	0,06926337	0,01155407	-0,00217875
111	0,01758489	-0,00944401	-0,00685736	0,05505632	0,00326049	-2,73E-04
112	-0,01307516	-0,00673176	-0,00378407	0,02356725	-0,00332403	-4,54E-04
113	-0,03635252	-0,00509484	-0,00550507	-0,01149199	-0,01090923	-6,22E-04
114	-0,04473376	-0,00585732	-0,00552321	-0,04616002	-0,0426234	0,00492997
115	-0,05087158	-0,00298736	-0,00315227	-0,08846269	-0,06450661	0,00538825
116	-0,04613462	0,00310645	-0,00196117	-0,11273154	-0,09444837	0,00895006
117	-0,03821591	0,0039087	-1,78E-04	-0,12766246	-0,10787423	0,00869492
118	-0,02908016	0,0013457	-7,78E-04	-0,12723055	-0,12134248	0,01033749
119	-0,02263739	0,00513876	4,10E-04	-0,1306315	-0,09091875	2,45E-04
120	-0,01599123	0,00190024	-7,35E-04	-0,12078188	-0,05802607	-0,00736159
121	-0,01259415	2,21E-04	-0,00407425	-0,11208355	-0,03307464	-0,01154854
122	-0,00251895	0,00141907	0,00143768	-0,0775682	0,02558371	-0,02049301
123	-0,00100485	0,0017729	1,42E-04	0,01447551	-0,01800936	0,0041195