

Maestría en Física Médica
Universidad de Buenos Aires

Análisis Biomecánico Articular

Tesis para la Obtención de la Maestría en Física Médica

Autor: Juan Carlos Muñoz

Director: Roberto Cassibba

Agosto del año 2007

TESIS DE MAESTRÍA

ANÁLISIS BIOMECÁNICO ARTICULAR

Autor: Juan Carlos Muñoz

Firma

Director: Dr. Roberto Cassibba

Firma

TRIBUNAL

(Firma y Aclaración)

(Firma y Aclaración)

(Firma y Aclaración)

Agradecimientos

Al CENARD y su equipo de Laboratorio de Biomecánica, dirigido por el Lic. Gustavo Represas, por su grata predisposición y su ayuda en el desarrollo experimental.

A José Rodrigues por sus ideas y su precisa tarea en la construcción de la prótesis.

Al personal del Instituto de Ciencias de la Rehabilitación y del Movimiento (UNSAM) por su acompañamiento en todo lo que necesité.

Al Instituto FLENI y a su equipo de Biomecánica, Dr. Couto, Kinesiólogo Alfredo Toledo y Bioingeniero Francisco Naviera por su tiempo y colaboración.

A mis colaboradores y compañeros de Investigación, Juan Carlos Basadona, Rubén Corrao, Sebastián Crisci, Ramiro Jiménez y Oscar Lamas por sus valiosos aportes.

A Roberto Galli y Pablo Marrazo por contactarme con profesionales idóneos para realizar el trabajo.

A mi gran amigo Daniel Andisco por su colaboración continua en el trabajo.

Al Dr. Roberto Cassibba por su constante interés, dirección y preocupación por el desarrollo de la investigación.

A Mariana Cabrejas y Susana Blanco por su esfuerzo constante a favor del sostenimiento y crecimiento de la Maestría en Física Médica.

A Diana Feld por su grata predisposición para solucionar inconvenientes que retrasaban la presentación de este trabajo.

INDICE GENERAL

CAPITULO1: PLANEAMIENTO DE LA TESIS

- 1.1. Resumen
- 1.2. Introducción
- 1.3. Planteamiento del problema
- 1.4. Objetivos
- 1.5. Preguntas orientadoras de la investigación
- 1.6. Plan de trabajo
- 1.7. Lugar de trabajo
- 1.8. Organización del trabajo

CAPITULO 2: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA

- 2.1. A qué llamamos Biomecánica
- 2.2. La Marcha Humana Normal
- 2.3. El Ciclo de la Marcha Humana Normal
 - 2.3.1. Subfases de la fase de apoyo
 - 2.3.2. Subfases de la fase de oscilación
- 2.4. Cinética de la fuerza de reacción terrestre en marcha normal
- 2.5. Estabilidad
- 2.6. Auxiliares para la marcha
 - 2.6.1. Las ortesis
 - 2.6.2. Las prótesis
- 2.7. Prótesis de miembro inferior

2.8. La Marcha Humana del Amputado de Miembro Inferior

CAPITULO 3: BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

- 3.1. Anatomía de la rodilla
- 3.2. Ejes de la extremidad inferior
- 3.3. Anatomía funcional
- 3.4. El componente muscular
- 3.5. Clasificación de grupos musculares según los movimientos
- 3.6. Energética asociada a la rodilla
- 3.7. Cinemática de la articulación de la rodilla durante el Ciclo de Marcha Normal
- 3.8. Biomecánica de la Marcha del Amputado con prótesis sobre - rodilla

CAPITULO 4: HISTORIA Y DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE RODILLA: DE LAS PRÓTESIS EXISTENTES AL PROTOTIPO DE BAJO COSTO

- 4.1. Introducción
- 4.2. Clasificación de las prótesis de rodilla
- 4.3. Modelos de rodillas protésicas en el mercado nacional
 - 4.3.1. Rodilla hidráulica computarizada C-LEG (OTTO BOCK)
 - 4.3.2. Rodilla policéntrica 3R72 (OTTO BOCK)
 - 4.3.3. Rodillas monocéntricas con impulsor externo y freno 3R15 y 3R49 (OTTO BOCK)
- 4.4. El diseño de la rodilla
 - 4.4.1. Historia previa
 - 4.4.2. Las razones que llevaron a la elección del tipo de prótesis
 - 4.4.3. Limitaciones del prototipo
 - 4.4.4. Las características exigidas al prototipo
 - 4.4.5. El diseño de nuestra prótesis

4.4.6. Componentes de la prótesis prototipo

4.4.7. Alineación

CAPITULO 5: EL DESARROLLO EXPERIMENTAL

5.1. El diseño metodológico de la investigación

5.2. Equipamiento: Laboratorio de marcha o de análisis del movimiento

5.2. Cómo se realiza el estudio sobre el paciente

5.3. El diseño experimental

5.4. Las variables de análisis

5.5. Datos del paciente

5.6. Características de la prótesis comercial o control (PTE)

5.7. Características prótesis prototipo (PTO)

CAPITULO 6: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

6.1. Valoración de la fuerza de reacción terrestre en función del tiempo

6.2. Análisis de la FRT sobre la extremidad inferior sana en apoyo

6.3. Descripción del gráfico 6.3

6.3.1. Fuerza de reacción terrestre vertical (FRTz)

6.3.2. Fuerza de reacción terrestre anteroposterior (FRTx)

6.3.3. FRTy mediolateral

6.3.4. Valores de correlación

6.4. Análisis de la FRT sobre la extremidad inferior protésica en apoyo

6.5. Descripción del gráfico 6.4

6.5.1. FRTz vertical

6.5.2. FRTx anteroposterior

6.5.3. FRTy mediolateral

6.5.4. Valores de correlación

6.6. Análisis de la estabilidad en apoyo monopodal

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES

- 7.1. Síntesis de resultados importantes
- 7.2. Conclusiones del trabajo
- 7.3. Perspectivas

BIBLIOGRAFÍA

GLOSARIO

Acción Muscular: Se refiere a los tipos de contracciones que efectúan los músculos esqueléticos. El efecto producido por la tensión generada en un músculo.

Actividad física: Cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos que resulta en gasto energético (Caspersen, Powell & Christenson, 1985).

Arco de movimiento: La amplitud de movimiento (en grados) o desplazamiento angular (rotatorio o axial) total permitido por cualquier par de segmentos corporales (o palancas óseas) adyacentes.

Ayudas Técnicas: son las adaptaciones o dispositivos de autoayuda; son útiles, instrumentos o dispositivos especiales que permiten a un individuo ejercer diversas actividades de la vida diaria (Lopategui, 2000).

Cadencia: Cantidad de pasos por minuto.

Ciclo de marcha: Actividad de un solo miembro inferior, desde el contacto del talón hasta el siguiente contacto con el suelo. También se conoce como zancada.

Contracción Muscular: El estado activo de un músculo. La generación de tensión dentro de un músculo (Kent, 1994, p. 289). El intento de una célula o tejido muscular de acortarse a través del eje longitudinal de la(s) célula(s) muscular(es) activada(s). El estado activo de un músculo. La generación de tensión dentro de un músculo (Kent, 1994, p. 289). El intento de una célula o

tejido muscular de acortarse a través del eje longitudinal de la(s) célula(s) muscular(es) activada(s). Véase acción muscular.

Contracción Muscular dinámica: Aquella que envuelve movimiento. Consiste de una contracción concéntrica o excéntrica

Contracción Muscular Concéntrica: Una acción dinámica en la cual los extremos del músculo (las inserciones óseas) se mueven una hacia la otra, produciendo el movimiento del esqueleto

Contracción Muscular Excéntrica: El músculo activo se alarga. Los extremos del músculo (inserciones óseas) se apartan (se mueven fuera del centro) por una fuerza externa

Contracción Muscular isométrica: Una contracción en la cual el músculo ejerce una fuerza, pero no cambia en longitud. No ocurre ningún movimiento del esqueleto y el músculo ni se acorta ni se alarga.

Direcciones de movimientos o de acción de fuerzas sobre el cuerpo humano durante la marcha: Vertical, anteroposterior (hacia adelante y atrás) y mediolateral (hacia la línea media del cuerpo o lateral hacia fuera de ella)

Extensión: Un movimiento que aumenta el ángulo entre partes corporales adyacentes.

Fase del ciclo: Subdivisiones del ciclo de progresión de un miembro inferior.

Fase de apoyo: Período durante el cual el pie del miembro inferior considerado se encuentra en contacto con el suelo, y el peso del sujeto que se desplaza se aplica sobre dicho pie.

Fase de oscilación: Es la fase de avance del miembro inferior. Período durante el cual el miembro inferior considerado no soporta el peso corporal, pero se adelanta flexionándose y extendiéndose. Se conoce también como balanceo.

Flexión: Un movimiento que reduce el ángulo articular entre partes corporales adyacentes.

Locomoción: Actividad del aparato motor referida al desplazamiento de los segmentos corporales.

Marcha normal: Modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio bípedo.

Miembro oscilante: Miembro inferior que realiza el paso, por oposición al que se mantiene fijo en el suelo.

Ortesis: dispositivos o aparatos que tienden a asegurar al cuerpo una forma conveniente con un fin funcional. Puede ser de dos tipos: 1- estáticas: para sostener el segmento afectado, prevenir contracturas y proteger áreas lesionadas. También para la prevención o corrección de deformidades o limitaciones del juego articular. 2- Dinámicas: para facilitar el ejercicio terapéutico y el uso funcional de la extremidad. Tiene por objeto la ayuda o suplencia de una función deficitaria o ausente. (Lopategui, 2000).

Paso: Actividad secuencial de los dos miembros inferiores durante la marcha. Un paso corresponde al conjunto de fenómenos y al tiempo entre el apoyo del talón de un pie y el apoyo del talón contralateral (Plas, Viel y Blanc, 1984).

Patrón cinético: Desarrollo secuencial organizado a partir de un modelo ya adquirido.

Porcentaje del ciclo de marcha: modo de expresar la duración o el momento de aparición de un evento relacionándolo con la duración total del ciclo. Esta forma de expresión hace que se pierda una parte interesante de la información, pero permite normalizar para poder comparar sujetos de duraciones diferentes.

Prótesis: dispositivos ortopédicos destinados a reemplazar la parte ausente del cuerpo con un fin a la vez estético y funcional.

Rigidez activa: Estado de tensión del músculo previo al inicio de la locomoción, prerregulado por el sistema nervioso, y que tiene como función aumentar la resistencia pasiva del estiramiento. Este mecanismo facilita el equilibrio oponiéndose de manera proporcionada a desplazamientos de segmentos, como la caída de la pierna hacia delante.

Tiempo motor: El músculo ya está en actividad antes de que el movimiento sea visible a simple vista: el límite entre el tiempo premotor (activación del músculo) y tiempo motor (el necesario para la aceleración de una parte del esqueleto) es precisamente el instante en el que el movimiento se hace perceptible.

LISTA DE SÍMBOLOS

PTE: *Prótesis comercial o control*

PTO: *Prótesis prototipo*

FRT: *Fuerza de reacción terrestre*

FRTx: *Fuerza de reacción terrestre anteroposterior*

FRTy: *Fuerza de reacción terrestre mediolateral*

FRTz: *Fuerza de reacción terrestre vertical*

CP: *Centro de presión*

ANÁLISIS BIOMECÁNICO ARTICULAR

“Habitar implica construir”

Heidegger

CAPÍTULO 1: PLANEAMIENTO DE LA TESIS

1.1. Resumen

El presente trabajo se enmarca dentro de una Tesis de Maestría en Física Médica (UBA), y tiene por finalidad el diseño, producción, implementación y evaluación de una prótesis de rodilla de bajo costo. Actualmente existe una inmensa cantidad de pacientes amputados que no disponen de prótesis que les permitan caminar, simplemente porque les es muy difícil disponer del monto de dinero para pagarlas. Este trabajo se relaciona con un proyecto del Instituto de Ciencias de la Rehabilitación de la UNSAM (ex Centro Nacional de Rehabilitación), en el cual se pretende equipar personas con discapacidades físicas y muy bajo poder adquisitivo.

1.2. Introducción

El cuerpo humano constituye un complejo y delicado conjunto de sistemas interactuantes. Todos los movimientos y fuerzas que podemos hacer con un segmento de nuestro cuerpo, o su totalidad, está regido por leyes descritas por la Mecánica, rama de la Física que estudia dichas variables y sus efectos.

La aplicación al cuerpo animal y humano de los principios y leyes de la Mecánica recibe el nombre de Biomecánica. Más específicamente, podemos considerar a la Biomecánica como "un conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras Ciencias Biomédicas, los conocimientos de la Mecánica y distintas tecnologías en, primero, el estudio de los sistemas biológicos y, en particular del cuerpo humano y, segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido" (IBV, 1992). Desde hace ya varias décadas, la Biomecánica viene resultando un área de interés y desarrollo por su potencial influencia directa en diversos campos, entre los que sobresalen el médico, el deportivo y el ocupacional.

El estudio del movimiento humano es de gran aplicación actual, fundamentalmente en el área de la salud. A medida que se producen nuevos y más precisos sistemas tecnológicos, la investigación y medición de los fenómenos relacionados al movimiento humano apuntan a mejorar los rendimientos deportivos y a comprender mejor la fisiología del individuo, influyendo en cuestiones concretas de la vida cotidiana como, por ejemplo, el diseño de ortesis y prótesis adecuadas.

Es por ello que durante el desarrollo de la presente Tesis de Maestría en Física Médica, nos proponemos realizar el Diseño y Producción de una prótesis de rodilla, incluyendo los análisis cinéticos o dinámicos de la articulación en cuestión.

1.3. Planteamiento del problema

Teniendo en cuenta que la prótesis de rodilla debe reemplazar una pérdida total de la articulación, tanto en forma como en función, deberá responder a las funciones básicas de (Sociedad Internacional de Prótesis y Ortesis: **ISPO**):

- Garantizar una segura fase de apoyo de la extremidad inferior.
- Soportar y controlar la fase de oscilación.
- Proveer una posición de sentado satisfactoria, funcional y cosméticamente.

Además, entre los criterios que la ISPO menciona para la elección de una prótesis que maximice el nivel de funcionalidad y confort para el amputado, recomienda considerar los siguientes:

- Función
- Calidad
- Uso amigable para el protesista
- Uso amigable para el amputado
- Precio

Claramente, entre los criterios se hace referencia al “precio” como una cuestión importante a tener presente. Podría discutirse si el orden de los criterios presentados por la ISPO fue aleatorio o no, dejando establecido el precio en último lugar. De toda maneras, en el contexto social, son los más desfavorecidos económicamente los que finalmente terminan sin tener acceso a equipamiento protésico. Es por ello que, nuestra idea es tener este criterio

como punto central, aún en detrimento de “los mayores niveles” de funcionalidad o calidad, pero asegurando niveles óptimos que la hagan confiable y confortable y que brinden al paciente una marcha que le permita desenvolverse en sus tareas cotidianas.

De allí que el problema al cual nos enfrentamos se puede resumir en forma interrogativa de la siguiente manera:

¿Cómo desarrollar una prótesis de rodilla que sea de bajo costo económico y que a la vez mantenga parámetros de calidad que la hagan confiable, asegurando una Marcha Humana del Amputado Sobre-rodilla que no difiera sustancialmente de la efectuada con rodillas de costos considerablemente mayores?

Como respuesta al problema presentado, hemos propuesto una que integración de cuestiones de diversa índole: económicas, físico-mecánicas y comodidad al andar

La prótesis de rodilla diseñada y producida en el marco de la presente Tesis asegurará:

- en primer lugar, bajo costo comparativamente con otras de características comunes,
- en segundo lugar, una Marcha del Amputado Sobre-rodilla confiable, lo cual se evidenciará cumpliendo con los parámetros cinéticos óptimos de acuerdo con otras rodillas de características similares y de mayor costo,
- en tercer lugar, un caminar comparativamente confortable que lleve a los pacientes a querer utilizarla.

Sólo si se cumplen simultáneamente las tres condiciones mencionadas podremos decir que la prótesis que presentamos es propicia para equipar pacientes sobre-rodilla.

1.4. Objetivos

A partir de las consideraciones generales brevemente presentadas, nos hemos planteado los siguientes objetivos:

- Diseñar y producir una prótesis de rodilla de bajo costo.
- Garantizar un nivel óptimo de calidad.
- Describir y caracterizar la variabilidad de los movimientos, comparándolos con la Marcha Normal.
- Describir y caracterizar la cinética articular generada por el uso de la prótesis propuesta durante la marcha de amputados, comparándolas con otras prótesis.
- Rediseñar o adaptar los equipos instrumentales para realizar los análisis correspondientes.

1.5. Preguntas orientadoras de la investigación

- ¿Qué tipos de prótesis de rodillas se encuentran comúnmente en el mercado nacional?
- ¿Cuáles son los precios de la prótesis en el mercado nacional?
- ¿Qué características presentan dichas prótesis?
- ¿Qué características de la prótesis del mercado pueden ser simplificadas de tal manera de reducir los costos sin variar sustancialmente la Marcha de los Amputados?
- ¿Qué estudios comparativos permitirán asegurar la fiabilidad o no de la prótesis que proponemos?

1.6. Plan de trabajo

Para la realización de esta Tesis, entre las tareas que se llevarán a cabo durante el proceso se pueden destacar las siguientes:

- a- Búsqueda de información bibliográfica y electrónica.
- b- Confección de un marco conceptual.
- c- Análisis de las posibilidades que brindan distintos instrumentos para la obtención de la información pertinente, y rediseño o adaptación de los mismos en los casos que sea necesario.
- d- Diseño de una prótesis de rodilla de bajo costo.
- e- Elección de los materiales indicados.
- f- Producción de la prótesis de rodilla.
- g- Realización los estudios mediante instrumental apropiado y obtención de los datos cinéticos correspondientes.
- h- Análisis de los resultados obtenidos.
- i- Análisis comparativo de los resultados con otros obtenidos mediante el uso de una rodilla habitual en el mercado, pero de costo considerablemente mayor.
- j- Elaboración de las conclusiones.
- k- Elaboración del informe escrito final.
- l- Presentación formal de la Tesis.

1.7. Lugar de trabajo

Habitualmente, el trabajo se realizó en la Escuela de Ortesis y Prótesis del Instituto de Ciencias de la Rehabilitación (Ex Instituto Nacional de

Rehabilitación) perteneciente a la Universidad Nacional de General San Martín. En dicho lugar se dispuso de una biblioteca con material bibliográfico especializado y referido al tema en cuestión, computadoras con Programas de Diseño para efectuar los planos, acceso libre a Internet en forma continua, docentes e investigadores con quienes consultar las problemáticas a resolver y Talleres de producción con Tornos y el equipamiento necesario para dar la terminación final de la prótesis .

Asimismo, las mediciones experimentales se efectuaron en el Centro Nacional de Alto Rendimiento Deportivo (CENARD), donde se dispuso de equipamiento específico en el Laboratorio de Biomecánica, a cargo del Lic. Gustavo Represas.

1.9. Organización del trabajo

A los fines de su presentación, los aspectos desarrollados en el presente trabajo se organizan en seis capítulos que se detallan a continuación:

El primer y presente capítulo comienza con una introducción sobre el tema. En él se refiere concisamente el estado actual de la cuestión tratada por la Tesis, exponiéndose los lineamientos generales y los elementos de partida necesarios para una fácil comprensión y seguimiento del desarrollo, planteándose el problema, la hipótesis y las tareas a efectuar.

En el segundo capítulo se describe el marco teórico general, en el cual se explicitan las condiciones y caracterización de la Marcha Humana Normal y del Amputado. Se presenta el concepto de Prótesis y de sus especificaciones para la rodilla.

En el tercer capítulo se describe el marco teórico específico, centrándonos estrictamente en la rodilla, con sus características. Se presenta además un

análisis biomecánico detallado de la articulación en Marcha Normal y en Amputados Transfemorales.

A lo largo del cuarto capítulo se presentan diferentes modelos de prótesis de rodillas, así como la historia del diseño e imágenes de la rodilla construida para el trabajo.

En el quinto capítulo se hace referencia a la metodología de investigación utilizada, las variables del trabajo, el diseño experimental, el equipamiento y las mediciones efectuadas para su posterior tratamiento.

Durante el desarrollo del sexto capítulo se establece el análisis de los datos y la comparación de los resultados obtenidos tras la utilización de la rodilla propuesta y otra vigente en el mercado nacional.

En el capítulo siete se establecen las conclusiones del trabajo, respondiendo a los interrogantes planteados en la introducción, así como también los posibles alcances y las perspectivas de futuras aplicaciones de la prótesis de rodilla propuesta, proponiendo nuevos posibles estudios e investigaciones a realizar.

CAPÍTULO 2: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA

“Para un observador fortuito, los movimientos implicados en la marcha parecen relativamente simples”

Luttgens y Wells

2.1. A qué llamamos Biomecánica

La Biomecánica ha sido definida de diversas maneras a lo largo de las últimas décadas. Si bien su definición presenta diferencias según los autores o escuelas, una característica común a todas ellas se refiere a su propia esencia, es decir la conjugación de la Mecánica con la Biología. A continuación presentamos algunas representativas:

- “Ciencia que estudia los movimientos del hombre y su coordinación”
(Escuela Soviética de Biomecánica, 1971)
- “Conocimiento del papel que juegan las fuerzas mecánicas que producen los movimientos, su soporte autonómico, iniciación neurológica, control integrado y percepción, así como su diseño central”
(Consejo Internacional del Deporte y Educación Física, UNESCO, 1971)
- “Estudio del cuerpo humano como un sistema bajo dos conjuntos de leyes: las leyes de la Mecánica Newtoniana y las leyes biológicas”
(Asoc. Americana de Ingeniería Mecánica, 1972)

- "Conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en: primero, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano; y, segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido (Instituto de Biomecánica de Valencia, 1992)".

Si bien actualmente no hay acuerdo generalizado sobre el status de la Biomecánica como ciencia, sus campos de aplicación son diversos y de creciente demanda. Entre los campos de aplicación más habituales podemos mencionar los siguientes:

- El médico, analizando y estableciendo tanto los patrones de normalidad como las patologías desde un punto de vista mecánico, y proponiendo además posibles soluciones que mejoren la calidad de vida de los pacientes. Un ejemplo típico es el estudio de la Marcha Humana Normal y Patológica.
- El deportivo, analizando la práctica deportiva para optimizar el rendimiento, así como diseñando equipamiento y técnicas de entrenamiento.
- El ocupacional, analizando las interacciones del hombre en los distintos ambientes (doméstico, laboral, de esparcimiento, etc), buscando crear y adecuar productos y entornos de acuerdo a sus necesidades y capacidades, mediante la optimización de su eficacia, seguridad y confort.
- El ortoprotésico, diseñando, desarrollando, produciendo y evaluando elementos que ayuden al movimiento humano y/o reemplacen partes del cuerpo, ya sea dentro del mismo (endoprótesis) como por fuera

(exoprótesis). Este es propiamente el campo de desarrollo de la presente Tesis, que interactúa claramente con los otros y muy especialmente con el ocupacional, que es una de nuestras grandes preocupaciones, permitiendo realizar tareas laborales que de otra manera serían de más difícil ejecución.

2.2. La Marcha Humana Normal

El caminar es uno de los principales movimientos del cuerpo humano. Al observar detalladamente el caminar de una persona podemos entrever que éste depende de una secuencia repetitiva de movimientos de los miembros inferiores, que simultáneamente desplazan el cuerpo a lo largo de una línea deseada de progresión, manteniendo su postura estable y trasladando el centro de gravedad del cuerpo al mismo tiempo. Su efectividad depende del movimiento de las articulaciones (rodilla, tobillo, cadera, hombros, entre otras) y de la acción muscular, que es selectiva en cada tiempo e intensidad. Un análisis más profundo nos permitiría descubrir que la función normal es óptima y que tiende a reducir el gasto de la energía fisiológica, mientras que la condición patológica altera el modo y eficiencia de caminar.

De allí que suele definirse la Marcha Humana Normal como el “proceso de locomoción en el que el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, con su peso soportado alternativamente por ambas piernas” ¹. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el siguiente apoyo. (IBV, 1994)

Durante la Marcha Normal, uno de los pies siempre se encuentra apoyado en el suelo, mientras que en el período en el cual se produce la transferencia del peso (carga) del cuerpo de una extremidad a la otra, existe un comparativamente breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies contactan simultáneamente sobre el suelo.

Los períodos de apoyo bipodal disminuyen progresivamente con el aumento de la rapidez del sujeto, hasta que al alcanzar la rapidez de carrera se producen ~~breves intervalos de tiempo en los que ambos pies se encuentran~~

1. IBV, Biomecánica de la Marcha Normal y Patológica. 1994. Valencia

Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma automática, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. A pesar del carácter individual de este proceso, existen marcadas semejanzas entre los diferentes individuos, de tal manera que podemos establecer un patrón característico de la Marcha Humana Normal, conocido como Ciclo de Marcha, como también las modificaciones que experimenta dicho patrón a causa de la influencia de diversos factores que pueden ser tanto intrínsecos como extrínsecos al individuo en cuestión.

Entre las características específicas que los niños van adquiriendo antes de lograr la Marcha, podemos mencionar, entre otras, las siguientes:

- Aproximadamente a los 8 meses de edad, el niño es capaz de mantenerse en pie unos instantes si le damos la mano.
- Aproximadamente a los 10 meses es capaz de colocarse espontáneamente de pie si se puede agarrar a algo.
- Aproximadamente a los 12 meses es capaz de caminar con cierta ayuda.
- Aproximadamente a los 14-15 meses comienzan a caminar solos.

2.3. El Ciclo de Marcha Humana Normal

La marcha es un ejemplo de movimiento periódico, por lo cual es necesario primeramente definir el principio y el final de cada ciclo, al cual denominaremos también como “zancada”

La velocidad de marcha es la velocidad media del cuerpo, a lo largo del plano de progresión medida sobre una o más zancadas, una vez alcanzada una

velocidad aproximadamente uniforme. La unidad típica es tomada en centímetros por segundo.

Llamamos cadencia al número de pasos por unidad de tiempo, expresados generalmente en pasos por minuto. En un individuo típico es de unos 100 a 115 pasos por minuto.

Una “zancada o ciclo de marcha” es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Arbitrariamente suele adoptarse por comodidad el principio del ciclo justo en el instante en que el pie derecho toma contacto con el suelo. En otras palabras, “el ciclo de marcha es el conjunto de sucesos comprendidos entre dos contactos sucesivos del pie derecho, comúnmente a través del contacto del talón” (IBV, 1994).

A cada ciclo completo se le asigna un valor de 100 % de ciclo de marcha. De esta manera, se normaliza la zancada haciéndola independiente de cada individuo en particular, y permitiendo entonces un patrón fácil de comparar entre individuos diferentes.

Asimismo, se define la “longitud del paso izquierdo” medida en la dirección de la progresión, como la distancia media que separa el apoyo inicial del pie derecho con el apoyo inicial del pie izquierdo. (paso hace referencia al pasaje del miembro inferior que se balancea) Análogamente se define el paso del pie derecho. La “longitud del paso” también se denomina “step”

La distancia media entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina “longitud de zancada o stride” y equivale a la suma de las longitudes del paso izquierdo y del derecho.

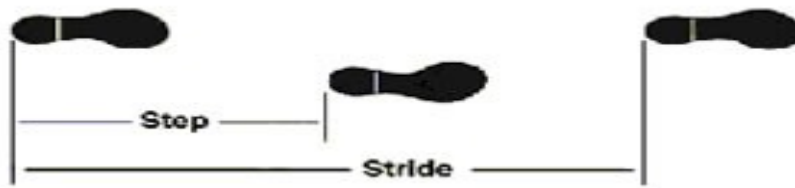


Figura 2.1: Longitud de zancada o stride

En una zancada, cada pie atraviesa consecutivamente dos fases diferentes:

- *fase de apoyo (stance o estancia)*: período durante el cual el pie está en contacto con el terreno. Equivale al 60% del ciclo completo, que a su vez se pueden descomponer en un primer período de 10% de doble apoyo, 40% apoyo monopodal y otro 10% de doble estancia, respectivamente.
- *fase de oscilación (swing o balanceo)*: durante la cual el pie se encuentra oscilando en el aire. Equivale al restante 40% del ciclo completo

A su vez, estas dos fases se subdividen en respectivas subfases que se prolongan durante cierta fracción del porcentaje total de la zancada. La subdivisión que presentamos es la más utilizada actualmente y se la conoce como “Modelo de Perry” (1992), en reconocimiento a su autor.

2.3.1. Subfases de la fase de apoyo

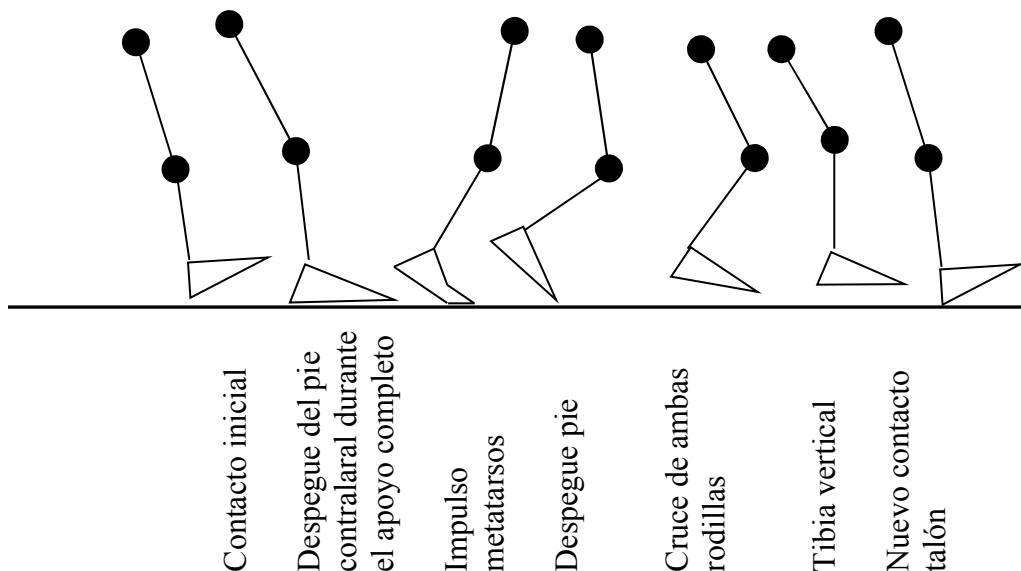


Figura 2.2: Ciclo de marcha humana normal

AI: Apoyo inicial (0% - 10%). Desde el contacto de talón derecho hasta el despegue del antepié izquierdo (miembro contralateral). Se produce la respuesta a la carga, absorbiendo el impacto inicial, manteniendo la estabilidad y la progresión. Esta subfase coincide con el primer apoyo bipodal e incluye el contacto inicial.

CI: Contacto inicial (0% - 2%). Es el primer impacto del pie (talón) con el terreno, indicando el inicio del apoyo. Su característica es el reconocimiento del terreno por parte del sujeto y el posicionamiento para iniciar el apoyo.

AM: Apoyo medio (10% - 30%). Se produce el apoyo completo del pie. Finaliza con el despegue de talón derecho.

AF: Apoyo final (30% - 50%). Se prolonga desde el despegue del talón derecho hasta el contacto del pie izquierdo con el suelo. Se realiza el impulso hacia delante con elevación del talón.

OP: Oscilación previa. (50% - 60%). Despegue del antepié finalizando con el dedo gordo (toe off), tras apoyarse en la cabeza del primer metatarsiano.

2.3.2. Subfases de la fase de oscilación:

OI: Oscilación inicial (60% - 73%). Es el inicio de la oscilación y se prolonga hasta que la rodilla oscilante (derecha) alcanza la posición de la rodilla izquierda (en plano sagital). Se realiza máxima flexión de rodilla que permite el paso estable.

OM: Oscilación media (73% - 87%). Se prolonga desde el cruce de las rodillas hasta que la pierna oscilante queda en posición vertical. El miembro inferior se comporta casi como un péndulo compuesto, lo que produce una mínima actividad muscular extensora de rodilla.

OF: Oscilación final (87% - 100%). Desde el instante en que la tibia se ubica perpendicularmente al suelo hasta el nuevo contacto de talón derecho. Se produce el frenado y la preparación para el siguiente apoyo de talón, lo cual se consigue llevando el tobillo a una posición angular aproximadamente neutra (no flexionado ni dorsal ni plantarmente).

2.4. Cinética de la fuerza de reacción terrestre en marcha normal

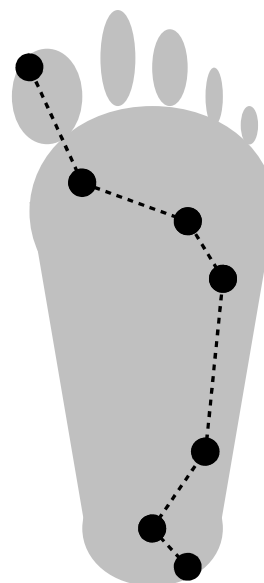
Durante la marcha humana, el pie ejerce presión sobre el suelo. El suelo también ejerce presión sobre el pie. El resultado de la distribución de presiones en el pie en un instante determinado del apoyo, es una fuerza dirigida hacia arriba que se encontrará aplicada en el llamado centro de presiones.

El centro de presión plantar del pie puede ser entendido como el punto en que podemos suponer concentrada toda la fuerza ejercida sobre el pie debido a la acción realizada sobre el suelo (o la plataforma de fuerzas). En otras palabras, es el punto de la planta del pie donde actúa la Fuerza de Reacción Terrestre (FRT) en un instante determinado.

El CP no necesariamente coincide con la proyección del CG sobre la base de soporte. De hecho, en general no lo hace, como tampoco coincide con el centro geométrico de la base de soporte.

La presión sobre el pie cambia de intensidad y de zona en el transcurso del apoyo del pie. Entonces, la posición del centro de presiones también varía a lo largo del apoyo. Y por lo tanto, también cambia el punto donde actúa la FRT.

El centro de Presión del pie durante la marcha normal se desplaza desde el talón en el contacto inicial con el suelo, pasando por el borde externo del pie y cruzando finalmente más lentamente por las cabezas metatarsianas, registrándose una presión máxima en el centro del antepié. Finalmente termina con el contacto del pulpejo del hallux (dedo gordo del pie).



La Presión ejercida por los pies durante la postura bípeda, la marcha normal o patológica, la carrera o el salto puede medirse mediante una plataforma de fuerzas a nivel del suelo, o por medio de plantillas con sensores.

Figura 2.3: Desplazamiento del centro de presión plantar

A continuación se presentan y describen las curvas de fuerzas de reacción terrestre (FRT) en la marcha humana normal (verticales, mediolaterales y anteroposteriores). Estas expresan cómo se efectúa la descarga del peso, el apoyo y el despegue de la extremidad. En el diagrama fuerza vs. tiempo, se observa la evolución de las tres componentes de reacción:

Las fuerzas de mayor intensidad son las verticales dado que son las responsables de sustentar el peso del cuerpo durante de la marcha. Presentan una curva característica en forma de M, como se puede ver en la figura 2.4. En este caso se presentan dos curvas, una causada por cada pie durante su apoyo.

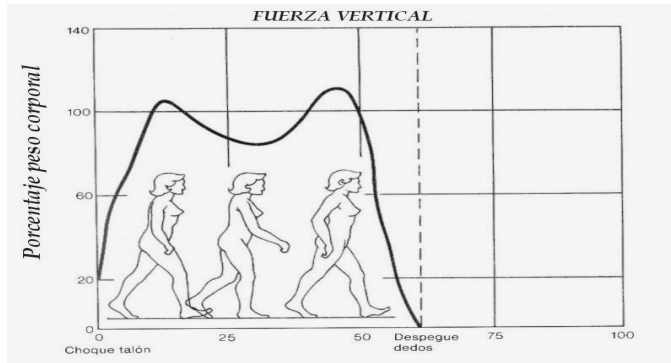


Fig 2.4: Fuerza de reacción terrestre vertical durante la marcha

Los dos máximos de la M corresponden respectivamente a la fase de respuesta a la carga y a la fase final del apoyo. El valle existente entre ambos picos corresponde a la fase media del apoyo y se debe a la aceleración causada por el movimiento de la extremidad contralateral.

A mayor velocidad de marcha, los dos picos y el valle se ven acentuados. A velocidades muy lentas, el valle tiende a desaparecer. Este valle es también conocido como la zona de levitación, dado que la fuerza ejercida disminuye considerablemente, incluso por debajo del peso del cuerpo debido a la aceleración ascendente de la extremidad contralateral.

Las fuerzas anteroposteriores son las fuerzas de aceleración y frenado de la marcha necesarias para la progresión del sujeto. La morfología de estas curvas puede apreciarse en la figura 2.5, durante la fase de respuesta a la carga hasta la fase media del apoyo, las fuerzas anteroposteriores son de frenado y, desde ahí hasta la fase final del apoyo, son de aceleración. Por ello, tienen una forma oscilante característica. ²

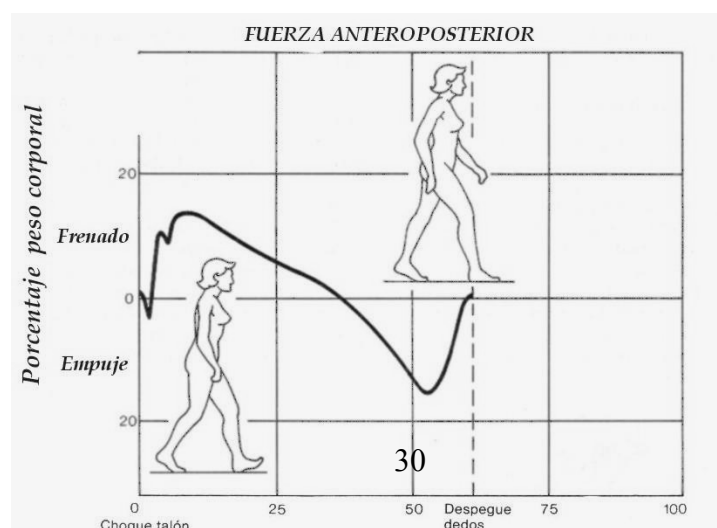


Fig 2.5: Fuerza de reacción terrestre anteroposterior durante la marcha

2. Viladot Voegeli y col. (2001) Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer. Barcelona
de fuerzas. Puede apreciarse un pico en sentido lateral en la fase de contacto inicial y durante el resto de la fase de apoyo en sentido medial (Figura 2.6).

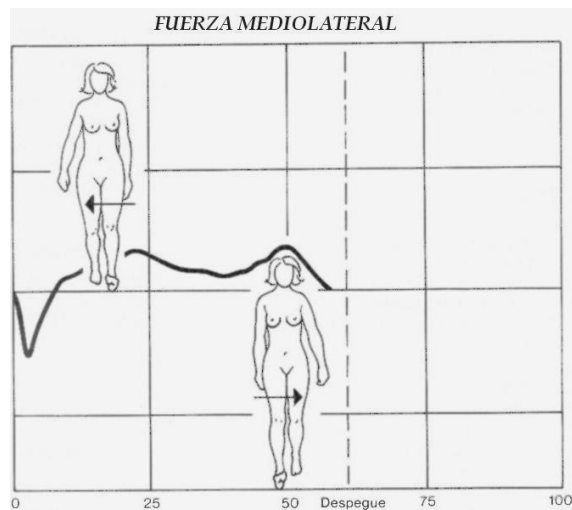
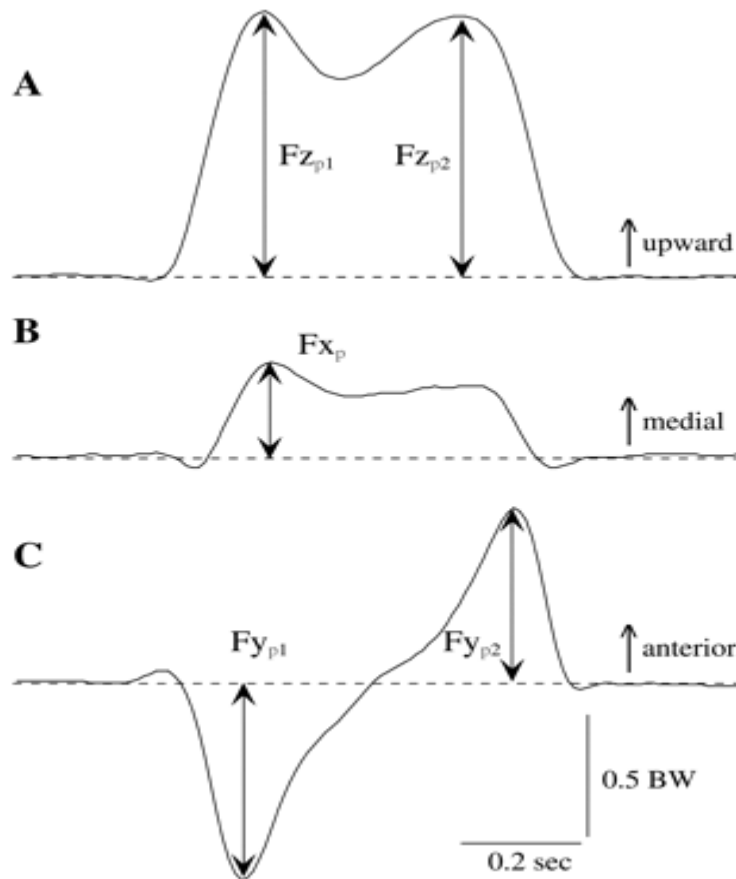


Fig 2.6: Fuerza de reacción terrestre mediolateral durante la marcha

En síntesis, las componentes de la FRT (en unidades body weight (BW)) son las siguientes (Fig. 2.7):



2.5. Estabilidad

La estabilidad postural depende de la facultad del individuo para mantener la proyección del centro de gravedad dentro de la base de soporte (o también conocida como base de sustentación). Esta facultad se ve alterada en personas que utilizan prótesis de miembro inferior con respecto a personas que poseen ambas extremidades sanas.

El cuerpo humano en bipedestación puede simplificarse analogándolo a un péndulo invertido³, con una masa concentrada en el extremo superior que pivota respecto a la articulación del tobillo. (figura 2.8)

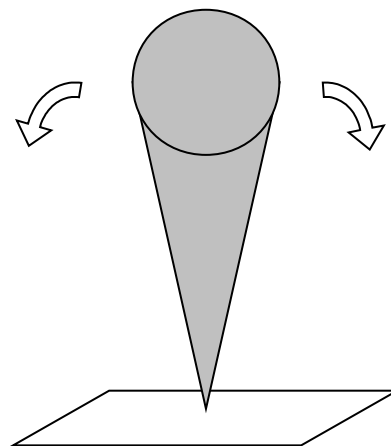


Fig. 2.8: Modelo de estabilidad del cuerpo humano

La posición en bipedestación no es estática. Hellebrandt (1940) encontró que la posición de pie “es en realidad, un movimiento sobre una base fija”. El cuerpo humano oscila mínima y constantemente hacia delante, hacia atrás y hacia los lados.

Las oscilaciones se deben a procesos de feedback neuromuscular, que permiten mantener la estabilidad en posición bípeda. Dichas oscilaciones pueden visualizarse en un “estabilograma” efectuado sobre una plataforma de fuerzas.

Estudios electromiográficos muestran que durante la postura de pie normal no se produce una contracción activa continua de los músculos de la espalda, de los extensores de cadera o de los extensores de rodilla. El mantenimiento del equilibrio está principalmente a cargo de los sóleos y de la actividad compensadora intermitente de los tibiales anteriores

3. Gutierrez Dávila, M. 1999. Biomecánica deportiva. Editorial Síntesis. Madrid.

El análisis de la estabilidad se efectúa mediante una plataforma dinamométrica, que suministra información precisa sobre la variación del centro de presiones (punto sobre el cual se aplica la fuerza de reacción terrestre), tanto en magnitud como en frecuencia promedio de oscilación.

En nuestro caso, para estudiar la eficiencia de la prótesis de rodilla que construimos nos será de gran utilidad realizar y analizar estabilogramas generados a partir de que el paciente se mantenga exclusivamente sobre una extremidad protésica que contenga una prótesis control (extremidad sana en el aire) y, por separado, realizar el mismo estudio pero con nuestra rodilla prototipo. Al comparar los resultados obtenidos utilizando diferentes rodillas protésicas consideramos que se podrán hacer inferencias sobre algunas ventajas y/o desventajas de nuestro prototipo.

2.6. Auxiliares para la marcha

2.6.1. Las ortesis

Una ortesis es un aparato o dispositivo ortopédico colocado externamente al individuo y que suple una función del aparato locomotor que se ha perdido de manera definitiva o provisoria (Pasarín Martínez y Viladot Pericé, 2001). Una ortesis no reemplaza una parte del cuerpo del paciente sino su función. Entre los ejemplos más frecuentes encontramos las rodilleras, las tobilleras, los bastones, los andadores, aunque actualmente se tiende a considerar estos dos últimos en otro grupo denominado “asistencias técnicas o asistencias para la deambulación”. Dado que las ortesis no serán tema de nuestro trabajo, hacemos una presentación simple del concepto, para poder tener en claro su diferencia central con las prótesis.

2.6.2. Las prótesis

Una prótesis es un aparato o dispositivo que reemplaza una parte del cuerpo y restituye, en mayor o menor grado, su función. La función motora se refiere a los movimientos ejecutados para efectuar una acción determinada, como tomar objetos, aumentar el grado de movilidad articular, o como en nuestro caso particular, caminar.

Las prótesis se clasifican en:

- Endoprótesis: son internas y precisan de procedimientos quirúrgicos para su implantación. Las prótesis de cadera, valvular cardíaca y de mama interna son algunos ejemplos de este tipo (Pasarín Martínez y Viladot Pericé, 2001)⁴

- Exoprótesis: Son las comúnmente conocidas como “prótesis”. Por ejemplo las prótesis para amputados de mano, de pierna-pie o como en nuestro caso, la prótesis de rodilla que se indica para paciente amputados sobre-rodilla, y que conlleva además una pierna y un pie protésicos.

Toda prótesis posee estructuralmente los siguientes componentes:

- Encaje: Es el sistema de anclaje de la prótesis al cuerpo al nivel del muñón. Sirve de sujeción sin causar daños en el muñón.
- Estructura: Reemplaza al esqueleto de la extremidad. Proporciona solidez. Pueden ser exoesqueléticas o endoesqueléticas.
- Articulación: Es el mecanismo que permite el movimiento de los segmentos corporales reemplazados.
- Fuente de energía: necesaria para efectuar los movimientos. Puede ser:

○ Interna: el propio paciente el que mueve la articulación

4. Pasarin Martínez y Viladot Pericé, 2001. “Biomecánica de las ortesis y prótesis”, en: Lecciones básicas de

biomecánica del aparato locomotor. Cap 18. pág 277. Springer, Barcelona.

- Externa: sistemas mecánicos, hidráulicos o eléctricos activados en forma indirecta por el paciente.

2.7. Prótesis de miembro inferior

Las funciones que se espera que cumpla cualquier prótesis de miembro inferior son las siguientes:

- 1- Permitir un correcto apoyo bipodal.
- 2- Permitir una marcha con una cadencia y longitud de paso que respete lo más posible la marcha fisiológica normal.
- 3- Permitir el mínimo consumo posible de energía, si bien la marcha del amputado consume mayor energía que la del no amputado.
- 4- Responder a condiciones estéticas que contribuyan a la seguridad emocional del amputado.

Es nuestro propósito que la prótesis que proponemos cumpla con estas funciones básicas.

2.8. La Marcha Humana del Amputado de Miembro Inferior

Ante la amputación de una extremidad inferior, la recuperación de la capacidad de marcha sólo puede hacerse mediante una adaptación en la marcha, una óptima utilización de la musculatura remanente y la adaptación de una prótesis (Hughes, 1983). Sin embargo, en la marcha con prótesis, se pierde una característica típica de la marcha normal: la simetría derecha – izquierda (Stanic et al, 1977). La marcha del amputado de miembro inferior siempre es asimétrica (Skinner y Effeney, 1985) y siempre existe una cojera más o menos perceptible la observación clínica, pero siempre evidenciable mediante técnicas de exploración biomecánicas (Michut y Pelisse, 1980). Sin embargo, entre diferentes amputados puede existir una gran variabilidad tanto en la cinemática de la marcha, como en la fuerza muscular y la fuerza de reacción terrestre (Menard et al, 1992), evidenciándose una disminución de la velocidad de marcha, que depende de la etiología (origen vascular o traumático) y del nivel de amputación (Sulzle, 1978; Sengler, 1984). Cuanto más alto sea el nivel de amputación, menor será la velocidad de marcha y mayor será el consumo energético durante la misma (González et al, 1974; Pohjplainen, 1985)⁵

Entre los factores que influyen en la marcha del amputado, encontramos los siguientes (IBV, 1994):

- Ambientales externos: superficie del terreno, iluminación visibilidad, tipo de calzado, etc.
- Del ámbito interno del individuo: conocimiento del entorno, voluntad de la marcha, estado de ánimo, motivación personal, factores psicológicos, etc.

- Individuales: edad, sexo, variabilidad interpersonal, altura, peso, entrenamiento físico, etc.
- Físicos: cadencia, velocidad.
- Específicos del amputado:
 - Derivados de la amputación: etiología, técnica quirúrgica, nivel de amputación, estado del muñón, tiempo transcurrido desde la amputación.
 - Derivados de la protetización: adaptación del encaje (interfase muñón – prótesis), alineación, mecanismo protésico.
 - Derivados de la Rehabilitación: entrenamiento, mecanismo de readaptación, etc.

5. Viladot, R.; Cohi,O.; Clavell, S. 1994. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1. Extremidad inferior. Editorial Masson.

La rodilla es de gran importancia para la marcha. La pérdida funcional provocada por su ausencia es considerable, de tal forma que es posible afirmar que la conservación de la articulación de rodilla es el factor más importante para determinar el potencial de rehabilitación del amputado de miembro inferior.

A partir de los estudios energéticos, biomecánicos y clínicos se ha visto que siempre que sea posible hay que conservar la articulación de rodilla y evitar la amputación a nivel de muslo (Sulzle, 1978), siendo que cuando no se pueda efectuar una amputación tibial, se deberá intentar primeramente una desarticulación de rodilla (popularizada por Roger en 1940) ya que presenta importantes ventajas ante la amputación femoral, preservando las grandes superficies de apoyo distal del fémur, brindando al muñón un mayor brazo de palanca controlable por músculos en mejores condiciones operativas y permitiendo la utilización de una prótesis más estable. (Hughes, 1983)

CAPÍTULO 3: BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

“En la ingeniería anatómica, la articulación de la rodilla es una pieza maestra”

Luttgens y Wells

3.1. Anatomía de la rodilla:

Anatómicamente, la rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior, siendo la articulación más grande que encontramos en el esqueleto humano, En ella se conjugan 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula, que aumenta el brazo de palanca del sistema extensor de la rodilla. En la rodilla, una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa.

La rodilla, que desde el punto de vista funcional es una única articulación, está configurada anatómicamente por dos articulaciones distintas, la femorotibial y la femoropatelar o femorrotuliana.

Específicamente, es una articulación que pertenece al tipo de las diartrodias, cuyo género es trocleartrosis en lo referido a la articulación fémoropatelar mientras que la articulación fémorotibial es una condiloartrosis doble (una interna y otra externa). Además del fémur, la tibia y la rótula, existen unas estructuras cartilaginosas visco – elásticas llamadas meniscos, cuya función es adaptar la estructura articular amortiguando el choque entre fémur y tibia, dado que las cavidades glenoideas de la tibia no son totalmente congruentes con los cóndilos femorales.



Fig. 3.1. La articulación de la rodilla

La articulación femorrotuliana conforma denominada articulación por deslizamiento; protegiendo por delante el conjunto articular.

una

Simultáneamente eleva al músculo cuadríceps, otorgándole un cierto ángulo de inclinación sobre la tibia y, de esta manera, permitiendo que las tracciones del músculo sobre el hueso no se efectúen en sentido paralelo. Logrando así un mayor poder de tracción.

Por su parte, la articulación femorotibial (que es condílea con meniscos interpuestos) es dividida en dos cámaras por el menisco articular: la proximal o superior, que corresponde a la articulación femoromeniscal, responsable de los movimientos de flexión y extensión de la pierna; y la distal o inferior, que corresponde a la articulación meniscotibial y permite los movimientos de rotación de la pierna.

Asimismo, la rodilla posee un sistema ligamentoso: colateral tibial o interno y fibular o externo, transverso de la rodilla, meniscofemoral anterior y posterior, así como cruzados anterior y posterior.

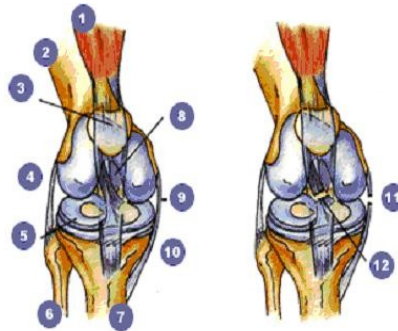


Figura 3.2. Vista anterior de la articulación de la rodilla

1.-Cuadriceps (recto femoral), 2.-Fémur, 3.-Rótula, 4.-Lig. colateral peroneo, 5.-Menisco lateral, 6.-Peroné, 7.-Tibia, 8.-Lig. cruzado posterior, 9.-Lig. colateral tibial 10.-Lig. cruzado anterior, 11.-Lig. Interno Izquierdo roto, 12.-Lig. cruzado anterior roto

Una característica que no podemos dejar de mencionar, es que la rodilla humana está preparada normalmente con un cierto grado de valguismo. Es decir que en extensión, los ejes del fémur y de la tibia no se continúan en línea recta, sino que forman un ángulo obtuso abierto hacia fuera, llamado ángulo femorotibial y que mide, en término medio, de 170° a 175°.

3.2. Ejes de la extremidad inferior

En una extremidad inferior, en posición anatómica, se pueden distinguir tres ejes (Calais, Germain, 2002)⁶:

- El Eje Mecánico, es decir una línea imaginaria que alinea los centros articulares de la cadera, rodilla y tobillo. Tiene de referencia, en la cadera, el centro de la cabeza femoral. En la rodilla, el centro de la interlínea articular, y en el tobillo el centro de la polea astragalina. No es

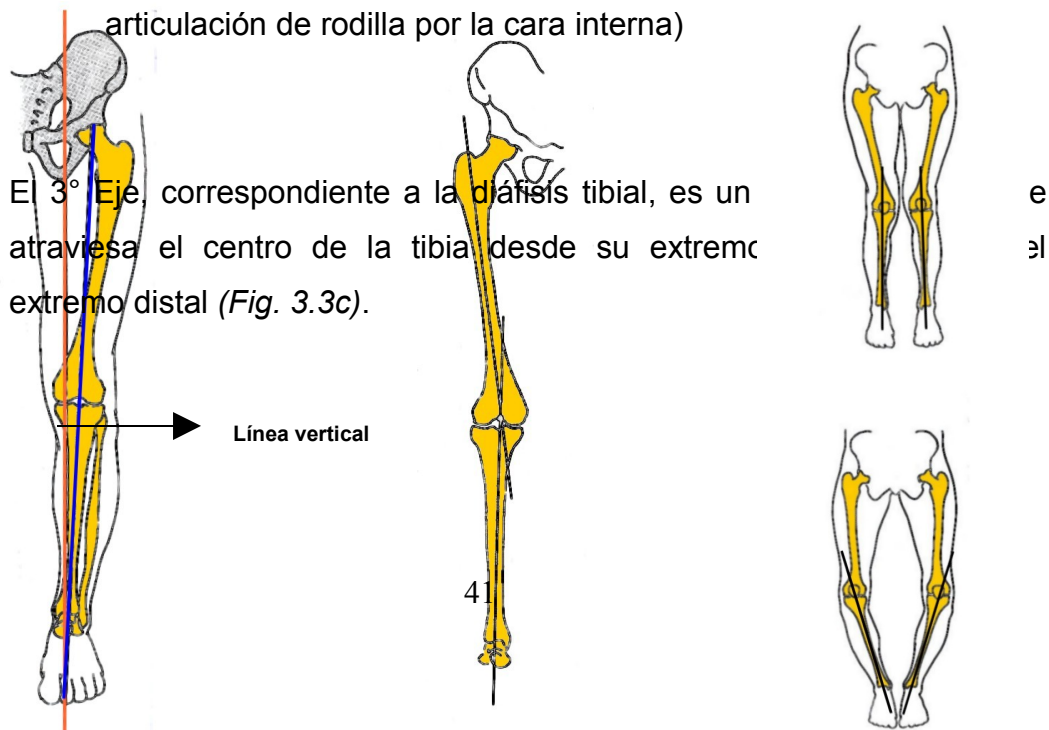
totalmente vertical, sino que forma un ángulo de 3° con la vertical cuando se está en posición anatómica sobre los dos pies. Dicho valor aumenta al pararse sobre un sólo pie. (Fig. 3.3a). En los individuos normales, el eje mecánico o dinámico pasa por el centro de la articulación de la rodilla, o bien un poco por dentro (cóndilo interno), o un poco por fuera (cóndilo externo).

- El 2° Eje anatómico o diafisario del fémur: línea que atraviesa longitudinalmente el centro de la diáfisis uniendo el centro de la escotadura intercondílea con el vértice del trocánter mayor. El entrecruzamiento con el eje de la diáfisis tibial determina un ángulo abierto hacia fuera de 170° a 175°, que constituye el valgo fisiológico de la rodilla (Fig. 3.3b). El valgo fisiológico constituye un mecanismo de optimización de la marcha ya que se considera que es de suma importancia para la reducción del desplazamiento lateral del CG permitiendo disminuir la anchura del paso. Sin embargo, los miembros

6. Calais-Germain, B. 2002. Anatomía para el movimiento: Introducción al análisis de las técnicas corporales. Tomo 1. La liebre de Marzo. Barcelona.

- Valgus exagerado: genuvalgum (el eje mecánico pasa completamente por fuera de la articulación de rodilla por la cara externa)
- Valgus invertido, formando un ángulo abierto hacia adentro: genuvarum (el eje mecánico pasa completamente por fuera de la articulación de rodilla por la cara interna)

- El 3° Eje, correspondiente a la diáfisis tibial, es un eje que atraviesa el centro de la tibia desde su extremo proximal hasta su extremo distal (Fig. 3.3c).



e
al

Fig. 3.3a. 1º Eje

Fig. 3.3b. 2º Eje

Fig. 3.3c. 3º

3.3. Anatomía Funcional

La rodilla es idónea para realizar con eficiencia las demandas a las que se encuentra sometida (Steindler, 1970). Los sólidos cóndilos soportan el estrés de carga; un amplio radio o grado de movimiento facilita la locomoción; resiste la tensión lateral por el efecto de la gran palanca femoral y la tibia por los potentes ligamentos laterales, contrarresta la tensión de la fuerza de gravedad, por la potente musculatura y está apta para las demandas impuestas en las actividades como la carrera y el salto. Es difícil hallar un mecanismo con mejores condiciones que la rodilla, que reúne las cualidades de estabilidad y movilidad (Luttgens y Wells, 1982)⁷

Funcionalmente, la articulación de la rodilla actúa como soporte del peso corporal que se transmite a través de las caderas, y al mismo tiempo como sistema de adaptación al terreno para mejorar la función del pie.

La compleja anatomía de la articulación de rodilla le permite conjugar dos cualidades aparentemente contrapuestas: movilidad y estabilidad (Viladot, V; 2001)⁸, revistiendo una importancia central en procesos de marcha, carrera y saltos, y al mismo tiempo correspondiéndole una función estática de primer orden.

El grado de movilidad (ROM) de la rodilla normal flexionada, en plano sagital, es de entre 130° y 150°, en la extensión alcanza los 0° (perfectamente recta). Algunas personas pueden incluso realizar una hiper-extensión hasta de unos 10° (Nurse Review, 1994)⁹.

7. Luttgnes , K; Wells, K. 1982. Kinesiología: Bases científicas del movimiento humano. Grefol. 7º ed. Madrid.

8. Viladot Voegeli y Col. 2001. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer, Barcelona.

9. Nurse Review. 1994. Problemas músculo-esqueléticos. Masson. Barcelona.

de movimiento: la flexión-extensión, aunque de manera accesoria posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que se presenta solamente cuando la rodilla ha sido flexionada. Con todo lo anterior, la rodilla consigue sus 2 objetivos básicos:

- gran estabilidad, sobre todo en extensión completa; posición en la que soporta grandes presiones, debidas al peso del cuerpo y la longitud de los brazos de palanca; y,
- gran amplitud de movimiento necesaria para la marcha.

Para los movimientos debe tenerse en cuenta que el espesor y volumen de un ligamento son directamente proporcionales a su resistencia e inversamente proporcionales a sus posibilidades de distensión.

Los movimientos de flexión y extensión se realizan en el plano sagital, alrededor de un eje frontal, bicondíleo, que pasa los epicóndilos femorales.

Durante la flexión la cara posterior de la pierna se aproxima a la cara posterior del muslo, mientras que durante el movimiento de extensión se alejan.

A partir de la posición 0° (posición anatómica en extensión, la flexión de la pierna alcanza por término medio 130°; pero el límite máximo de la amplitud puede aumentarse tirando de un pie con la mano. En la fase de postura, la flexión de la rodilla funciona como un amortiguador para ayudar en la aceptación del peso.

Los movimientos de rotación interna y externa se producen en el plano frontal, alrededor de un eje vertical. La tibia y el peroné giran alrededor del eje longitudinal o vertical de la primera, en sentido interno o externo. La rodilla puede realizar solamente estos movimientos de rotación cuando se encuentra en posición de semiflexión, pues se producen en la cámara distal de la articulación y consisten en un movimiento rotatorio de las tuberosidades de la tibia, por debajo del conjunto meniscos-cóndilos femorales. En la extensión completa de la articulación, los movimientos de rotación no pueden realizarse porque lo impide la gran tensión que adquieren los ligamentos laterales y cruzados. La capacidad de rotación de la articulación de la rodilla confiere a la marcha humana mayor poder de adaptación a las desigualdades del terreno y, por consiguiente, mayor seguridad.

Algunos autores describen otras 2 clases de movimientos en la rodilla: abducción-adducción y propios de la rótula. Los primeros son movimientos de inclinación lateral. En la posición de extensión son mínimos. Su amplitud es del orden de 2° a 4° y se deben a la compresibilidad y elasticidad del cartílago articular. Los movimientos de la rótula son tales que la patela experimenta un ascenso en la extensión y un descenso en la flexión.

3.4. El componente muscular

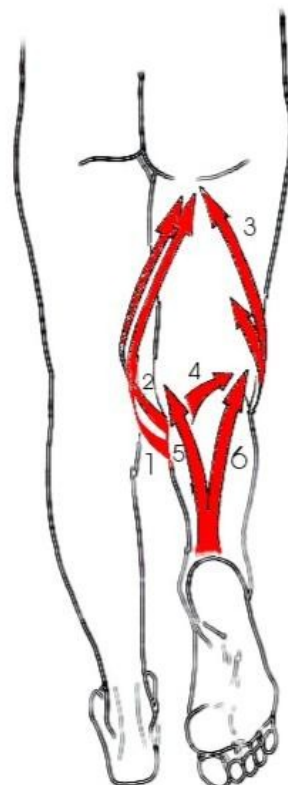
En la articulación de la rodilla actúan músculos con función flexora y con función extensora, que contribuyen a su estabilización estática o dinámica.

Esos músculos son el cuádriceps y la musculatura de la cara interna y de la cara externa de la rodilla.

El cuádriceps es el potente grupo muscular extensor de la rodilla, al mismo tiempo que controla la flexión. Está constituido por los músculos recto anterior, vasto intermedio, vasto medial y vasto lateral. Estos cuatro músculos convergen en el tendón del cuádriceps femoral, que se inserta en la rótula. El tendón del cuádriceps continúa distalmente para unir la rótula con la tibia transformándose en el tendón rotuliano.

La musculatura flexora se divide en músculos de la cara interna y músculos de la cara externa. En la cara interna encontramos el semimembranoso, el sartorio, el recto interno y el semitendinoso, En la externa, el bíceps crural, el poplíteo y la cintilla de Maissiat o tracto iliotibial. La flexión de la rodilla se efectúa por este grupo de músculos posteriores del muslo, por el bíceps crural y en menor grado por los gemelos y el poplíteo. El sartorio, el recto interno y el grupo de músculos posteriores son rotadores débiles de la rodilla. El sartorio, el recto interno y el semitendinoso en la cara interna y el tracto iliotibial en la cara externa actúan principalmente para estabilizar la pelvis. Por su parte, el tracto iliotibial (fascia lata), formado por la fascia extensa que recubre la musculatura del muslo, se inserta lateralmente en la tibia a nivel tubérculo de Gerdy, a media distancia tuberosidad tibial y la cabeza del La fascia lata produce una fuerza de una fuerza de extensión, dependiendo posición de la rodilla.

3.5. Clasificación de grupos musculares según los movimientos.



fascia
muslo,
del
entre la
peroné.
flexión o
de la

Flexión (Fig. 3.4).

- ↪ Porción corta del bíceps
- ↪ Semitendinoso (1)
- ↪ Semimembranoso (2)
- ↪ Porción larga del bíceps (3)
- ↪ Poplíteo (4)
- ↪ Gemelo interno (5)
- ↪ Gemelo Externo (6)
- ↪ Sartorio
- ↪ Recto interno

Fig. 3.4

Extensión (Fig. 3.5).

- ↪ Cuádriceps (1)
- ↪ Tensor de la Fascia Lata (2)
- ↪ Fibras superficiales del glúteo mayor

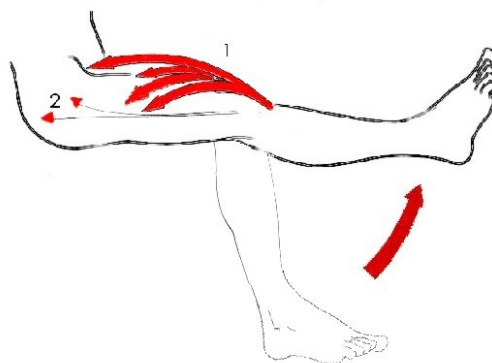
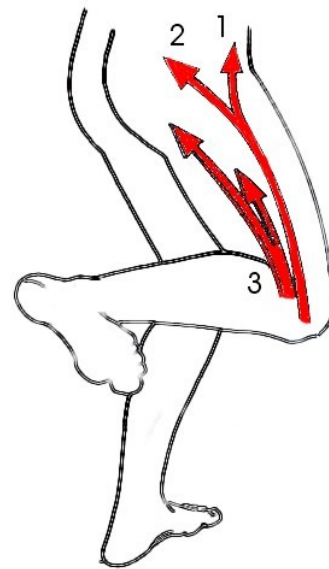
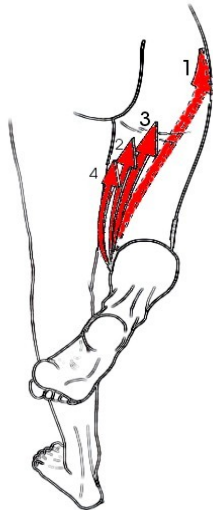


Fig. 3.5.

Rotación externa

Rotación interna (Fig.3.6).

- ↪ Poplíteo
- ↪ Semitendinoso (2)
- ↪ Semimembranoso (3)
- ↪ Sartorio (1)
- ↪ Recto interno (4)



Figs. 3.6 y 3.7.

- ↪ Fibras superficiales del glúteo mayor (2)
- ↪ Tensor de la Fascia Lata (1)
- ↪ Bíceps corto y largo (3)

3.6. Energética asociada a la rodilla

Durante la marcha, el centro de gravedad describe una trayectoria sinusoidal de amplitud vertical de 4,5 cm a 5 cm, generando transformaciones entre las energía cinética y potencial a cada paso; así como también transferencias de energía entre segmentos.

Durante la fase de apoyo bipodal el centro de gravedad del cuerpo se encuentra en su posición más baja y presenta su máxima velocidad de progresión hacia delante, es decir, su energía potencial es mínima y su energía cinética máxima.

La oscilación vertical del CG en cada paso conlleva un gasto energético mayor que si el CG se desplazara horizontalmente. La articulación de la de rodilla actúa como mecanismo optimizador de la marcha (clásicamente son seis, Saunders et. al, 1953) disminuyendo el consumo de energía durante la misma (Plas, Viel y Blanc, 1996)¹⁰:

- **Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo:** Tras el apoyo de talón, la rodilla se flexiona unos 18°, lo cual disminuye en unos 11 mm la elevación vertical el centro de gravedad en su punto máximo.
- **Coordinación de los movimientos de rodilla y tobillo:** Durante la fase de balanceo, el movimiento de flexión de rodilla en la primera mitad evita el choque del miembro inferior contra el suelo sin gasto extra de energía que conllevaría elevar el CG del cuerpo si se mantuviera la pierna rígida en extensión.
- **Ligera angulación fisiológica en valgo de la rodilla:** reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad entre 1 y 2 cm.

10. Plas, F; Viel. E. y Blanc, Y. 1996. La Marcha Humana. Masson, España.

El valor medio de la eficiencia en el gasto de energía depende de la actividad que se realice. Para caminar el oxígeno es consumido por la contracción muscular. Esta eficiencia es mejorada por la reducción del esfuerzo requerido al caminar.

El consumo de oxígeno asociado a la marcha humana normal depende cuadráticamente de la velocidad de marcha (Inman et al, 1981), según la ecuación:

$$E_w = 2.23 + 1.25 v^2$$

Donde E_w es el consumo energético por segundo y kilogramo de peso, expresado en Watt y v es la velocidad en m/s.

A partir de la ecuación anterior, el costo energético de la marcha por unidad de longitud caminada es:

$$E_m = E_w / v = 2.23 / v + 1.25 v$$

El valor obtenido de esta última manera corresponde ya a una potencia, sino a energía propiamente dicha.

La ecuación anterior presenta un mínimo a unos 1.33 m/s o 4.8 km/h, que corresponde a la velocidad óptima desde el punto de vista de gasto metabólico. El hecho de que una persona tienda a adoptar una velocidad cercana a ésta de forma natural, indica que el ser humano optimiza su velocidad de marcha con el mínimo consumo energético (IBV, 1994)¹¹

¹¹ Instituto de Biomecánica de Valencia. 1994. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia.

Durante el ciclo de marcha o zancada a cadencia libre (velocidad adoptada espontáneamente), la rodilla describe en el plano sagital un rango de movimiento con instancias alternadas de flexión y extensión, que determinan un patrón cinemático de movimiento articular normal que oscila entre el rango aproximado de 0° a 70° (figura 3.8)

En el contacto inicial del talón **(CI)** la rodilla se encuentra con una ligera flexión de unos 5°, que varía levemente de acuerdo con los sujetos estudiados. Esta pequeña flexión inicial es, en general, muy importante para evitar lesiones y disminuir el gasto de energía que requeriría destrabar a cada paso la articulación.

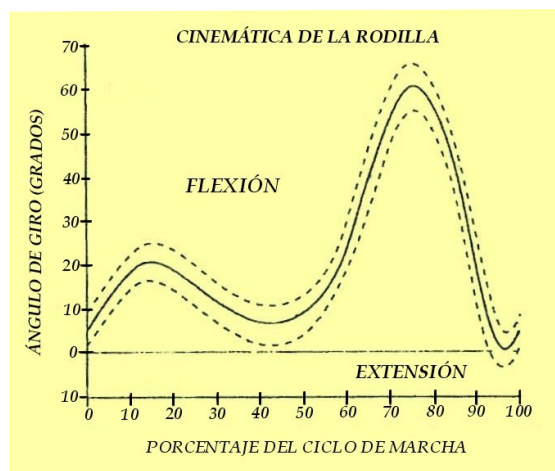


Fig. 3.8. Cinemática de rodilla, plano sagital.

En el resto de la fase de apoyo inicial **(AI)**, del 2% hasta el 10% del CM (ciclo de marcha), al aumentar la transferencia del peso del cuerpo sobre el miembro inferior en apoyo, se incrementa también la inestabilidad de la rodilla, que continua flexionando a unos 300° / seg. La contracción excéntrica del recto anterior del cuádriceps genera el frenado de la articulación, amortiguando el impacto y contribuyendo a la estabilidad articular.

En el plano transversal, la rotación interna de la tibia permite la absorción del impacto mediante la acción del tensor de la fascia lata y del bíceps crural.

En el plano frontal, el momento de aducción generado se contrarresta progresivamente por músculos que generan fuerzas abductoras, como el tensor de la fascia lata, bíceps largo y los fascículos. En general, durante toda la fase de apoyo el movimiento es de abducción, encontrándose en 3° en el

contacto inicial, llegando incluso en muchos casos a 6° a lo largo del resto de la fase de apoyo.

En la fase de apoyo medio (**AM**), inicialmente la articulación se encuentra en unos 10° de flexión. El desplazamiento del peso corporal al miembro en apoyo genera un incremento de la flexión hasta alcanzar un máximo de aproximadamente 18° a 20° al 15% CM. La acción excéntrica residual de los vastos y el crural detienen el incremento de un mayor grado de la flexión. Cuando la tibia pasa por su posición vertical, su progresión es controlada por el sóleo frenándola y permitiendo el movimiento tendiente a la extensión. Gradualmente el ángulo de flexión decrece, encontrándose a 12° de flexión al 20% del ciclo. A medida que avanza el fémur y el tobillo se flexiona dorsalmente, el centro de gravedad (CG) del cuerpo se desplaza hacia delante hasta que la fuerza de reacción del piso queda anterior al centro de la articulación de la rodilla produciendo un momento extensor pasivo, cuyo objetivo es lograr la estabilidad en el apoyo.

En el plano frontal, el CG oscila unos 2 cm lateralmente desde la línea media del cuerpo quedando medial al centro de talón y de la rodilla, sobrecargando la cara interna de la misma, y estabilizada por la musculatura abductora de la cadera, a través del tracto iliotibial.

En el comienzo de la fase de apoyo final (**AF**), se completa la extensión de la rodilla a una velocidad cuyo valor es de aproximadamente la mitad del valor de la flexión inicial. Esta extensión se debe básicamente a tres mecanismos. El miembro contralateral sobrepasa el centro del cuerpo favoreciendo la extensión pasiva. Se acciona la rodadura sobre el rodillo de antepié proporcionando un segundo mecanismo estabilizador extensor pasivo de la rodilla. El tensor de la fascia lata evita la contribuye al movimiento extensor de la rodilla evitando la hiper-extensión de cadera. Estos mecanismos elevan el CG, siendo necesaria una posterior acción que produzca el descenso del mismo para optimizar el gasto energético. Esto se consigue al final de esta fase, mediante la acción flexora a cargo de los músculos del compartimiento posterior de la pierna, los gemelos y el poplíteo. También porque la tibia tan adelantada pierde

estabilidad, produciendo una flexión de la rodilla. La posición es de 5° de flexión.

Durante la oscilación previa (**OP**), instancia bipodal, el miembro inferior se prepara para la oscilación sin que el antepié choque contra el terreno. Es de muy corta duración. Continúa la rodadura sobre el rodillo de antepié; sólo acelera el despegue de talón y la musculatura posterior de la pierna (gemelos y poplíteo) flexionan la rodilla hasta aproximadamente 40° al finalizar la fase.

La fase de oscilación inicial (**OI**), requiere una suficiente separación pie-suelo para lograr la progresión del miembro oscilante sin tropezar contra el suelo. La posición retrasada de la extremidad inferior en equino (dedos del pie apuntando hacia abajo) al final de la fase anterior determina un alargamiento funcional del miembro mayor a la distancia entre la cadera y el suelo. Para evitar el choque pie – suelo no alcanza con la dorsiflexión del tobillo, que sí se consigue con una flexión de rodilla de unos 60° (Winter, 1992),, e incluso un poco más, a una velocidad angular de unos 350°/seg. Esto es posible por la acción conjunta de tres mecanismos que deben actuar coordinadamente espacio-temporalmente:

- una flexión suficiente de rodilla en la fase de oscilación previa,
- una suficiente cantidad de movimiento hacia delante que conlleva un rápido avance del fémur mientras que la inercia de la tibia conduce a una flexión de la rodilla (Mansour y Audu, 1986) y
- una flexión activa de rodilla por el bíceps (porción corta) con acompañamiento del sartorio, del recto interno del muslo y con un breve impulso del recto anterior al inicio de la fase

En la fase de oscilación media (**OM**), cuando el miembro queda por delante de la proyección de la cadera sobre el suelo, la posición de la rodilla no conlleva riesgo de arrastre del pie. Ya no es necesaria una flexión adicional y por lo tanto es el momento en el cual comienza la extensión pasiva sin acción muscularextensora, como un péndulo libre, con el fin de avanzar la pierna, preparándola para la próxima fase.

Durante la oscilación final (**OF**), el tiempo es insuficiente (0.1 seg) para continuar con una extensión pasiva de la rodilla como para preparar al miembro para el próximo contacto de talón. Esta situación provoca que se contraigan los vastos externo e interno junto con el crural del cuádriceps, flexionando la cadera y levantando la pierna y el pie del suelo. Los isquiotibiales regulan la extensión excesiva de la rodilla, al desacelerar angularmente el muslo. El recto anterior no interviene porque provocaría un incremento innecesario de la flexión de la cadera.

La cinemática del ciclo de marcha normal tomado desde un plano frontal, registra movimientos de abducción y aducción que pueden observarse en la figura 3.9. Mientras transcurre el apoyo, la abducción de la rodilla se mantiene en un valor constante cercano a 1°.

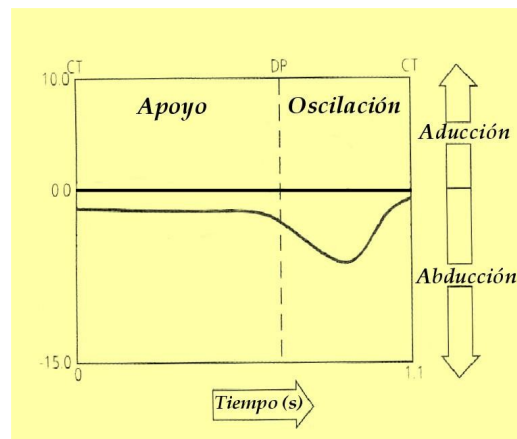


Fig. 3.9.

Cinemática de la rodilla, plano frontal

En cambio durante la fase de oscilación el movimiento consiste en un aumento de la abducción, hasta unos 6.5 °, seguido de una marcada aducción que tiende a la posición neutra.

En el plano transversal, en el contacto inicial la rodilla se encuentra en rotación externa de unos 5°. La tibia rota internamente a medida que se produce el paso, de forma que en el resto de la fase de apoyo el miembro se encuentra rotado interiormente tendiente a una posición neutra. (Fig. 3.10.)

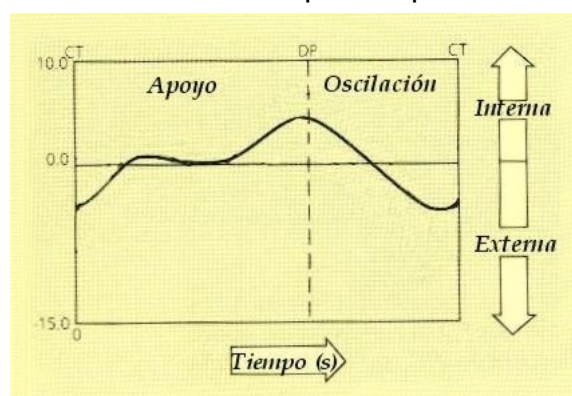


Fig. 3.10. Cinemática de la rodilla, plano transversal.

Con el despegue de los dedos la rodilla vuelve a la rotación externa alcanzando su máximo de unos 9°, instantes antes de contactar nuevamente el talón con el suelo.

3.8. Biomecánica de la Marcha Humana del Amputado con Prótesis Sobre – Rodilla

Como ya hemos explicado, la conservación de la articulación de la rodilla es muy importante en todo amputado de miembro inferior. Sin embargo, a pesar del interés por preservar la articulación de rodilla, muchas veces esto no es posible.

Ante una amputación femoral, en cada uno de estos planos surgen modificaciones, mayormente en el sagital, y consecuentemente generan limitación en el rango de movilidad afectando directamente la funcionalidad de la articulación en las distintas fases del ciclo.

La amputación transfemoral (es decir por encima de la rodilla) ocasiona la consecuente pérdida articular de pie, tobillo y rodilla. Además se seccionan los músculos aductores, el cuádriceps y los isquiotibiales perdiéndose las inserciones distales de los mismos. En consecuencia, serán las inserciones proximales de estos músculos las transmisoras de la fuerza generada por los movimientos del muñón sobre el encaje, permitiendo el desplazamiento de la prótesis.

En las prótesis sobre rodilla, el encaje más utilizado es el cuadrilátero de apoyo isquiático (o isquio – glúteo) sostenido por principios anatómicos que optimizan el diseño para lograr una marcha cómoda y confortable (*Fig. 3.11*).

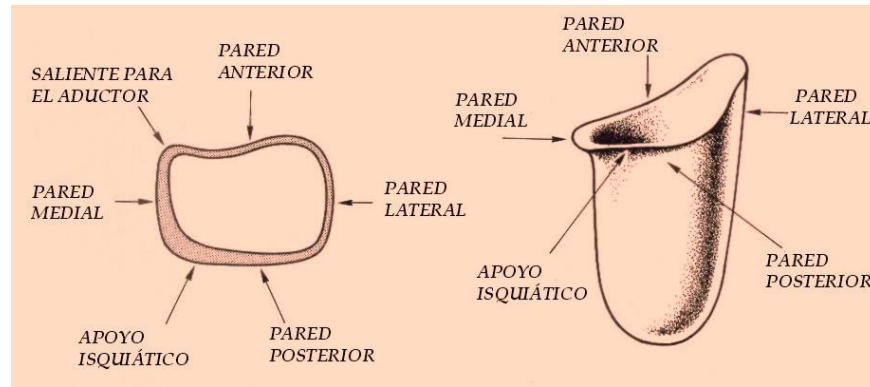


Fig. 3.11. Características del encaje cuadrilátero.

Medio-lateralmente, si consideramos solamente la fuerza de soporte S y el peso del cuerpo P_c aplicado en el centro de gravedad humano, entonces se produciría un momento tendiente a inclinar la pelvis del lado descargado. Para evitarlo, el amputado efectúa una contracción de los músculos abductores de la cadera. La contracción del glúteo medio provoca una fuerza T generando un movimiento lateral de la parte distal del muñón dentro del encaje y apareciendo fuerzas de estabilización en las paredes del mismo (IBV, 1994).

Un encaje mal diseñado o colocado generará mayor presión sobre sus paredes y también dolor. Por lo cual el amputado tenderá a posicionar la línea de peso corporal más cercana de la línea de soporte, de forma de lograr que ambas líneas coincidan. Así el tronco se equilibra sobre el miembro amputado requiriendo menos fuerza abductora, por lo que disminuye la inclinación lateral sobre la prótesis (Fig. 3.12).

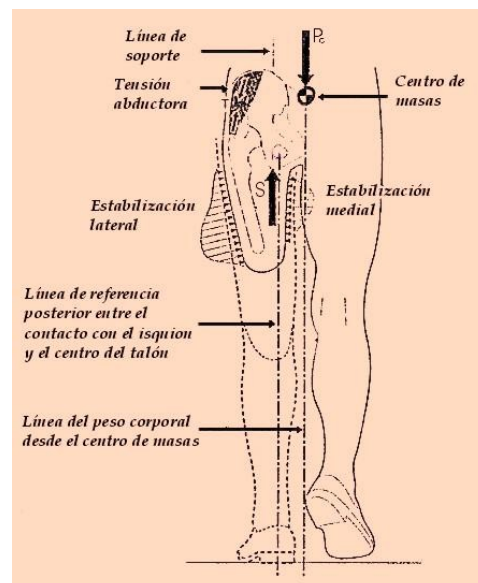


Fig. 3.12. Alineación en el plano frontal

Además del encaje, para la marcha con una extremidad inferior modular será necesario disponer de un tubo de pantorrilla central, con un adaptador en cada uno de sus extremos que conecte directamente la rodilla con el pie (ambos protésicos). El mismo principio se utiliza por encima de la rodilla, colocando un tubo de muslo con un adaptador distal que se une a la rodilla y otro proximal que se conecta con el bloque de implante para el encaje (*Fig. 3.13*).

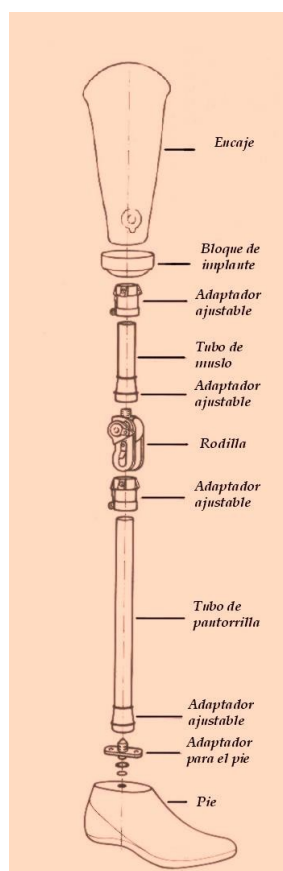


Fig. 3.13. Componentes de la prótesis modular.

En cuanto a la cinemática de la marcha humana con rodilla protésica, vista desde el plano sagital, presentamos aquí un resumen de los resultados de un estudio efectuado con una rodilla monocéntrica 3R15, presentado, aceptado por el jurado con categoría “A”; y expuesto por alumnos avanzados de la Licenciatura en Ortesis y Prótesis en las Sextas Jornadas de Estudiantes

Investigadores dentro del marco de un proyecto de investigación bajo nuestra dirección:

“Biomecánica de la marcha del amputado transfemoral” UNSAM - ICRM. [Sebastián Jorge Crisci, S; Bajar, T]. (San Nicolás, 2004)

Básicamente, la marcha del amputado transfemoral presenta una angulación neutra desde el 0% hasta el 50% del ciclo de la marcha.

En el 50% del ciclo comienza la oscilación previa y se produce una pendiente en flexión con dirección flexora; en el comienzo de la oscilación inicial al 60% del ciclo de la marcha, la rodilla se encuentra a 58° de flexión continuando la misma dirección.

Luego la articulación realiza su máxima flexión de 70° al 70% del ciclo, produciendo a partir de este punto el cambio de dirección a la extensión; a 30° y en el 87% del ciclo se inicia la oscilación final que continua en dirección extensora hasta completar el ciclo total de marcha en angulación nula (Fig. 3.14).

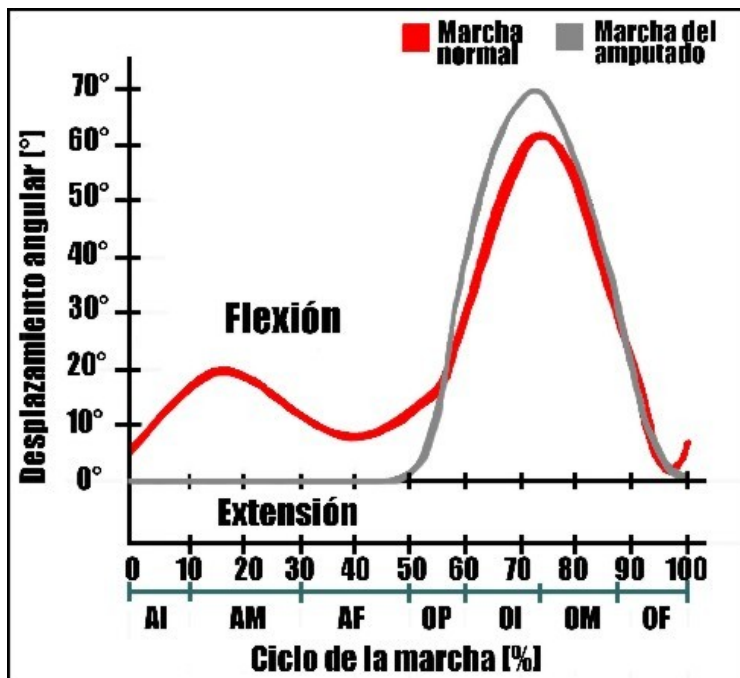


Fig. 3.14: Comparación de la cinemática en marcha normal y del amputado transfemoral.

Una vez presentados los aspectos teóricos referidos a la Biomecánica de la Marcha Normal y del Amputado transfemoral, en el próximo capítulo avanzaremos en los tipos de prótesis disponibles y en el diseño de nuestro prototipo de prótesis de rodilla.

CAPÍTULO 4: HISTORIA Y DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE RODILLA: DE LAS PRÓTESIS EXISTENTES AL PROTOTIPO DE BAJO COSTO

“El costo de un dispositivo protésico está usualmente, directamente relacionado a su complejidad, pero no a su confiabilidad”

John W. Michael

4.1. Introducción

De todos los componentes protésicos, se podría decir que el sistema de la rodilla es el más complejo. Debe proporcionar un apoyo seguro cuando la persona está de pie, facilitar un movimiento controlado al caminar y permitir gran arco de movilidad al flexionar las piernas para caminar y sentarse.

Para las personas quienes han perdido sus rodillas biológicas, la función y confiabilidad de las rodillas mecánicas en sus prótesis, es críticamente importante. Sin embargo, ningún dispositivo, actualmente disponible y hecho por el hombre, puede reemplazar el control voluntario subconsciente del movimiento de rodilla, que tenemos sobre nuestras partes corporales naturales.

Las rodillas protésicas han evolucionado mucho con el tiempo, de la simple “pata de palo” a las rodillas reguladas por elásticos y muelles o por componentes hidráulicos o neumáticos. Hoy en día, algunas unidades de rodillas cuentan con un avanzado control del movimiento regulado por microprocesadores. Sin embargo, aún no se ha creado una unidad de rodilla que permita a la persona flexionar las piernas y levantarse. Sencillamente no existe un motor lo bastante pequeño y potente; por ahora.

4.2. Clasificación de las prótesis de rodilla

Las rodillas protésicas pueden clasificarse de varias maneras. Una primera forma es la siguiente:

- Exoesqueléticas: su mecanismo queda a la vista, aunque se recubren con plástico laminado.
- Endoesqueléticas: de tamaño reducido. Se ubican en el interior de una funda estética de poliuretano con la forma de la extremidad contralateral.

Por otro lado, de acuerdo al número de ejes pueden ser:

- Monocéntricas o uniaxiales: presentan un solo eje.
- Policéntricas o poliaxiales: presenta varios ejes. Intenta reproducir mecánicamente el movimiento del centro instantáneo de rotación de la rodilla.

Según la forma de realizar el movimiento, pueden clasificarse en:

- rodillas libres: el movimiento de flexo-extensión se produce por la inercia del impulso de la acción de palanca del muñón.
- rodillas con impulso a la extensión: la ayuda de un mecanismo situado en la zona articulada permite que la rodilla de la prótesis, en la fase de despegue de los dedos, inicie automáticamente el balanceo y la extensión al perder el pie el contacto con el suelo. Amortigua el golpe del choque de talón por la acción de un tope anterior.
- rodillas hidráulicas regulan la flexo-extensión, permiten deambulación silenciosa y la variación de la velocidad del ciclo de marcha.
- rodillas con freno de fricción consiguen la estabilidad al cargar el peso durante la fase de apoyo, impidiendo la flexión súbita de la rodilla.
- rodillas de cierre manual mediante una palanca, el paciente amputado controla la acción de bloqueo y desbloqueo de la articulación.

Un último tipo común de clasificación es la siguiente:

- Mecánicas
- Computarizadas

4.3. Modelos de rodillas protésicas en el mercado nacional

Para el amputado transfemoral (por encima de la rodilla), la función satisfactoria de la prótesis dependerá de que se seleccione la rodilla adecuada según la edad, salud, nivel de actividad y estilo de vida de la persona

Son muchísimos los mecanismos diseñados para imitar la acción de la rodilla humana basados en diferentes principios biomecánicos. Aunque comercialmente hay disponibles más de 100 mecanismos de rodilla distintos, hemos elegido aquellas que clarifican el nivel de desarrollo científico tecnológico involucrado en el diseño y funcionamiento de estas prótesis, así como sus costos y su funcionalidad en cuanto a la aplicabilidad a pacientes.

Cada construcción tiene sus ventajas e inconvenientes: peso, frecuencia de avería, ruidos, cuidados, e incluso, también tienen su época de moda.

En el próximo apartado se detallarán los siguientes diseños, su función y utilización. C-leg, 3R72 y 3R15. Los modelos se presentan comenzando por el más complejo, novedoso y, por lo tanto, de costo más elevado.

- **4.3.1. Rodilla hidráulica computarizada C-LEG (OTTO BOCK)**

Primer sistema de articulación de rodilla hidráulico, con fase de apoyo y de impulsión completamente controlada por microprocesadores. Este sistema de rodilla C-Leg (Fig. 4.1) permite al paciente el control permanente sobre el movimiento de su pantorrilla, brindándole máxima seguridad en todas las situaciones de la vida cotidiana sin necesidad de concentrarse en su prótesis. Por la seguridad permanente en la fase de apoyo se reduce significativamente el peligro de caídas. Está garantizado caminar en diferentes velocidades en cualquier momento. Al mismo tiempo y por el cuadro de marcha natural se descarga el lado sano de forma efectiva.

Para la seguridad en la fase de apoyo y el control de la fase de impulsión, sensores electrónicos miden 50 veces por segundo los datos básicos, que le permiten a la rodilla reconocer en qué fase del paso se encuentra el paciente.



Fig 4.1. Rodilla C-leg

No sólo es posible caminar en superficies desniveladas, el usuario también puede bajar escaleras alternando. La C-Leg se adapta a cualquier velocidad de marcha en tiempo real. Incluso cuando tropieza, siempre existe la máxima seguridad.

Características especiales:

Seguridad al tropezar por la amortiguación permanente de la fase de apoyo

Determinación a la necesidad individual de seguridad del paciente (p.ej. al bajar escaleras, superficies inclinadas y desniveladas)

Adaptación automática a diferentes velocidades de marcha en tiempo real

Adaptación 50 veces por segundo mediante mediciones de los momentos del tobillo, del ángulo de rodilla y la velocidad del ángulo de rodilla

Determinación individual a las necesidades de cada paciente referente a la actividad del muñón y la dinámica.

Ventajas especiales:

Alta seguridad y escaso peligro de caídas

Movilidad dinámica en todas las direcciones

Mejor acercamiento a la marcha natural

Menos desgaste de energía y consumo de oxígeno

Carga proporcional en ambas piernas; protege la parte contralateral

Detalles técnicos:

La pierna computarizada de Otto Bock (pierna-C o C-Leg) tiene una rodilla hidráulica cuya fase de oscilación y de apoyo está controlada por un microprocesador que realiza lecturas 50 veces por segundo. Está permitida para pacientes con una peso corporal de hasta 125 kgf. En el microprocesador están preprogramados los datos generales del cuadro de marcha del ser humano. A través de una PC y el software, el técnico ortopédico ajusta la C-Leg a las necesidades de seguridad y actividades individuales. La C-Leg tiene un acumulador con una capacidad de 30 a 35 horas. Pero es necesario cargarlo diariamente.

Este es sin duda el sistema de rodilla más avanzado en el mundo, sin embargo, el acceso a esta prótesis no está al alcance de la población general, siendo su precio es el más alto del mercado.

Precio de venta al público actualizado a junio de 2007: C-Leg: por un equipo completo, incluido un pie de almacenamiento de energía entre u\$s 45.000 ± u\$s 5.000.

4.3.2. Rodilla policéntrica 3R72 (OTTO BOCK)

En las rodillas policéntricas, o de eje policéntrico, la rotación de la articulación se realiza por medio de varios ejes, de tal forma que se genera un centro de rotación móvil, produciendo como resultado una mayor estabilidad que en el caso de las rodillas de eje simple.

Si bien uno de los inconvenientes que presenta este tipo de prótesis es que la velocidad de marcha es constante, este modelo une la ventajas de una rodilla policéntrica estándar con un control neumático dependiendo de la velocidad en la fase de impulsión. Así, la relación equilibrada entre seguridad y dinámica facilita confort y movimientos armónicos.

Esta rodilla está disponible para pacientes con un peso hasta 100 kgf en la versión 3R72, incluyendo un impulsor más blando, para que el paciente con poco peso pueda utilizar la unidad neumática de forma óptima.



Fig 4.2. Rodilla Policéntrica con impulsor neumático

Descripción:

Ejes: policéntricos

Seguridad fase de apoyo: Policéntrica

Control fase de impulsión: neumático/ impulsor interno

Ángulo de flexión rodilla: 145°

Peso: 790 g

altura de montaje: 34 mm

Sistema conexión proximal: Pirámide

Sistema conexión distal: 30mm incl. adaptador de tubo

Peso máx. permitido: 100 kgf

Precio de venta al público actualizado a junio 2007: 3R72: por la rodilla exclusivamente \$ 14.000 ± \$ 1.000 (iva incluido).

4.3.3. Rodillas monocéntricas con impulsor externo y freno 3R15 y 3R49 (OTTO BOCK)

A nivel mundial ninguna rodilla ha despertado más confianza que las rodillas con freno 3R49 (titanio) y 3R15(acero). Estas son las dos articulaciones protésicas más utilizadas por amputados de todo el mundo, con seguridad y confort en la vida cotidiana. Dada su confiabilidad y relación costo – beneficio, varias empresas en diferentes países copiaron su diseño y la comercializan con otros nombres

Estas articulaciones monocéntricas disponen de un sistema de bloqueo dependiendo de la carga (rodillas auto-bloqueantes), que garantiza mayor seguridad durante la fase de apoyo. Además, en cuanto a la asistencia mecánica, presentan un resorte que actúa como impulsor en la fase de balanceo, acelerando la extremidad durante la oscilación. La fase de impulsión se apoya mediante un impulsor de resorte.

Descripción:

Ejes: monocéntricos

Seguridad fase de apoyo: Alineamiento, freno

Control fase de impulsión: Fricción, impulsor externo de resorte

Ángulo de flexión rodilla: 150°

Peso: 530g / 355g

Altura de montaje: 40 mm

Sistema conexión proximal: Pirámide

Sistema conexión distal: Pirámide

Peso máx. permitido: 100 kg

Precio de venta al público actualizado a junio de 2007:

3R15: por la rodilla exclusivamente \$ 1500 ± \$ 200 (iva incluido).

3R49: por la rodilla exclusivamente \$ 3400 ± \$ 300 (iva incluido).



Figura 4.3 rodilla monocéntrica 3R15

4.4. EL DISEÑO DE LA RODILLA PROTOTIPO

4.4.1. Historia previa

Luego de varios años de trabajo en el Instituto de Ciencias de la Rehabilitación y del Movimiento, donde se equipan pacientes que se acercan al mismo personalmente, hemos visto conjuntamente la necesidad de poder acceder a aquellos habitantes que, por diversas razones (principalmente económicas, educativo-culturales y geográficas) no saben o no pueden acceder a beneficios tan elementales como el de desplazarse dignamente de un lugar a otro, incluso hasta abriéndoles posibilidades laborales que hasta el momento no disponen.

Es por ello, que hemos puesto primeramente en marcha un proyecto denominado “Observatorio y Programa de Atención Integral a la Comunidad del Partido de San Martín en el Área de Ciencias de la Rehabilitación”. (Código de proyecto 28/R002 incorporado al Programa de Incentivos – Proyecto Prioritario de UNSAM). A lo largo del mismo se está trabajando en un relevamiento estadístico actualizado y confiable sobre los diferentes tipos de patologías relacionadas con el movimiento humano y, al mismo tiempo, se ha comenzado

a equipar pacientes con un seguimiento especializado que genere por un lado una base de datos real y por otro la atención continua para lograr un alto grado de rehabilitación en la comunidad.

A partir de los primeros resultados del mencionado proyecto hemos visto, además, la necesidad y la posibilidad real de equipar pacientes amputados de bajos recursos. De allí que nuestro primer paso consistió en la averiguación y clasificación de las distintas prótesis, tomando en cuenta tanto sus características biomecánicas como sus costos. Bajo nuestra dirección, profesionales del área presentaron los resultados de este trabajo en Brasil:

CAPRETTI, D; LAZO, R; MARTINEZ, N.. “Análisis de la posibilidad de equipamiento funcional”. Congreso de Ortopedia Técnica en Brasil. Río de Janeiro. 2004.

Luego de identificar y analizar los diferentes tipos de prótesis y modelos existentes en el mercado nacional (que en líneas generales coinciden con los del mercado internacional), nos centramos en las de rodilla.

Específicamente en el caso de las prótesis de rodilla, es evidente que los modelos recientemente presentados muestran, en mayor o menor grado, un complejo componente tecnológico, estético y funcional. Al mismo tiempo, también es claro que estos equipos son de dificultoso acceso, cuando no imposible, para una importante fracción de la sociedad en la cual vivimos actualmente. Si bien, es de desear que esta situación se revierta lo más prontamente posible, también es cierto que mientras tanto, muchísimas personas permanecen sufriendo la imposibilidad de desplazarse con independencia y relativa comodidad.

A partir del análisis efectuado, y conjuntamente con el mencionado proyecto, hemos tomado entonces la decisión de diseñar y producir varios componentes ortoprotésicos accesibles de bajo costo, para acercarlos a la población referida. Para comenzar, hemos elegido el diseño, producción y evaluación de una prótesis de rodilla. Este es, precisamente, el trabajo de la presente Tesis.

Acordando con la formulación de John Michael (*M.Ed., C.P.O., F.A.A.O.P., F.I.S.P.O.*), al sostener que “por favor tengamos presente que el costo de un dispositivo protésico está usualmente, directamente relacionado a su complejidad, pero no a su confiabilidad”, nos hemos encaminado en la realización efectiva de un dispositivo que reduzca el costo al disminuir su complejidad, pero manteniendo un grado óptimo de confiabilidad, de manera de permitir una estancia, marcha y posibilidad de sentarse de acuerdo con patrones alcanzados y probados por otras marcas de renombre en el mercado. Para lograrlo, la prótesis hubo de ser sometida a posterior análisis experimental y biomecánico que permitieran sostener la confiabilidad del producto que, como veremos, efectivamente realizamos y mostramos en el capítulo siguiente.

De todas maneras, si bien aceptamos que la funcionalidad de nuestra prótesis consideramos que no será, en líneas generales, tan efectiva como en los casos anteriores, puesto que hemos mostrado las rodillas más complejas, de alto costo y de gran confiabilidad, sí aseguramos alcanzar un grado óptimo para la utilización por parte de los pacientes.

4.4.2. Las razones que llevaron a la elección del tipo de prótesis

Para algunas personas amputadas, una de las rodillas protésicas más básicas será la más satisfactoria. Otros necesitarán un dispositivo más complejo para satisfacer completamente sus objetivos. Como regla general, mientras más limitados sean los objetivos de marcha de una persona, la prótesis será más simple y menos cara. En nuestro caso, hemos elegido diseñar y producir una prótesis monocéntrica, o de eje simple, debido a múltiples razones:

- 1- En primer lugar, las personas de la población a la que pretendemos llegar, buscan los objetivos básicos que debe cumplir una prótesis de rodilla: extensión completa y segura para mantenerse en posición bípeda, y flexión óptima poder sentarse cómodamente y para la marcha.

- 2- En segundo término, uno de los requerimientos más importantes es que durante la fase de apoyo la prótesis permanezca lo suficientemente estable para no sufrir caídas al caminar. Tal estabilidad puede provenir del diseño de la rodilla o de la fuerza muscular de la persona amputada, o una combinación de ambos factores. En general, nuestro propósito es alcanzar la mayor cantidad posible de personas, por lo cual consideraremos los casos mayoritarios, en los que las personas amputadas son saludables, con una extremidad residual relativamente larga para palanca, y capacidad de utilización de los músculos de cadera, sobre el lado protésico, para controlar perfectamente la estabilidad de la rodilla cuando camina.

- 3- Que pueda ser utilizada óptimamente por adolescentes, dado que debido a su crecimiento continuo, muchos de ellos no acceden a las prótesis porque es necesario cambiarlas y/o adaptarlas en períodos cortos de tiempo.

- 4- Accesible para personas que viven en áreas lejanas a centros urbanos o en lugares donde es difícil obtener un seguimiento protésico adecuado, y por lo tanto la confiabilidad en el valor mecánico del dispositivo debe estar por encima de todo. Una consecuencia inmediata es la necesidad de menor mantenimiento, en cuyo caso las rodillas policéntricas no serían tan óptimas. (En un proyecto de tecnologías simplificadas que el Instituto había desarrollado hace unos 10 años como prueba piloto en zonas rurales del interior del país se habían equipado cientos de personas con bajo o ningún acceso a este tipo de posibilidades) Actualmente se están relevando casos en el partido de Gral. San Martín que, como es sabido, presenta grandes zonas de pobreza e indigencia.

- 5- El bajo costo de producción, varias veces inferior al de las rodillas que circulan actualmente en el mercado nacional, incluso que aquellas que se importan desde Brasil.

Precio de producción: \$ 70 ± \$ 20 (actualizado a junio de 2007)

4.4.3. Limitaciones del prototipo

- 1- Es segura sólo cuando la persona amputada sea capaz de utilizar la fuerza muscular para controlar la estabilidad en apoyo, lo cual dificulta un preciso control en ancianos.
- 2- Sólo pueden ser ajustadas óptimamente a una única velocidad de marcha. A diferentes velocidades se altera la marcha.
- 3- Es una rodilla para actividad media en cuanto a la marcha, no para altos niveles de actividad.
- 4- No tiene sistema de autobloqueo.

4.4.4. Las características exigidas al prototipo

- 1- Como ya hemos dicho, fundamentalmente nos preocupa responder a objetivos básicos de una prótesis de rodilla, por lo cual la primera exigencia es que permita una extensión completa y segura para mantenerse erguido, y una flexión óptima al sentarse y para marcha.

- 2- Los materiales utilizados deben ser resistentes a roturas y desgaste por uso, así como también de bajo costo.
- 3- La prótesis de rodilla deberá permitir la marcha con movimiento de flexo-extensión en la fase de oscilación. No debe presentar bloqueo total, o en otras palabras no debe permanecer completamente extendida durante la marcha (como sucede en el caso del pilón). Existe amplia evidencia que caminar con una rodilla bloqueada no es lo ideal. Es un hecho, que una rodilla rígida resulta peligrosa cuando el paciente pueda tropezarse, dado que no puede ser doblada para controlar la dirección de la caída. (Bill Dupes, 2004) Además, una rodilla rígida obliga a la persona a caminar con una cojera pronunciada. Finalmente, para sentarse con la rodilla flexionada, la persona debe jalar un cable o palanca liberadora para destrabar la rodilla, y con frecuencia esto es incómodo.
- 4- Conociendo que, de todas maneras, en algunos casos especiales (edad mayor, temores, uso de modelos anteriores) pueda ser necesaria una rodilla fija, hemos preparado la prótesis con la posibilidad de adaptarle un pasador que permita que la rodilla esté constantemente fija durante la marcha, y que pueda destrabarse y flexionar la rodilla en posición de sentado.
- 5- Debe disponer de un sistema de freno, por fricción constante y regulable. Esto se conseguirá mediante un tornillo ajustable que apriete el buje que actúa en el eje de rotación de la articulación. De esta manera, se logra que el movimiento de extensión en la fase de oscilación sea suave y no brusco.
- 6- Debe poseer asistencia mecánica a la extensión en balanceo. A tal efecto se utilizará un elástico reforzado, que cumple la función del resorte que poseen modelos más sofisticados como la 3R15. Si bien el desgaste del material es mayor, es fácilmente sustituible y regulable por el propio usuario de la prótesis. Además, el costo es menor.

- 7- Consumo de oxígeno (gasto energético) comparable con el de prótesis del mercado ampliamente validadas.
- 8- Simplicidad en su diseño, durabilidad y gran optimización de los materiales.
- 9- Que la prótesis disponga de medidas normalizadas para que pueda adaptarse a otros componentes del miembro inferior presentes en el mercado.
- 10- La alineación no debe realizarse mediante una cupla en la parte superior de la prótesis, sino directamente desde el cono de encaje, reduciendo considerablemente los costos.

4.4.5. El diseño de nuestra prótesis

Teniendo en cuenta el mercado nacional de mecanismos de rodilla y las necesidades existentes, con un bajísimo costo se confeccionó en duraluminio el sistema de rodilla mecánico de eje simple, con control en fase de impulsión por medio de impulsor externo de elástico (Figura 4.4).

A continuación presentamos imágenes del modelo producido y con el cual se realizaron los estudios de calidad:



Fig 4.4. Rodilla Prototipo desarrollada



Fig 4.5. Vistas y despiece de Rodilla Prototipo

4.4.6. Material de la prótesis prototipo

Material de la prótesis: **DURALUMINIO**

Peso: **500 g**

La masa atómica del aluminio es 26,9815; tiene un punto de fusión de 660 °C, un punto de ebullición de 2467 °C y una densidad relativa de 2,7. Es un metal muy electropositivo y muy reactivo. En un medio oxidante, en particular en el aire, se cubre de una densa película de óxido que lo protege contra la corrosión. Por esta razón, los materiales hechos de aluminio no se oxidan. Para aumentar su resistencia mecánica y sus cualidades de fundición es aleado con otros metales.

Entre las aleaciones del aluminio tiene una gran importancia el “*duraluminio*”. Además del aluminio, forman parte del duraluminio de 3,4 a 4% de Cobre, 0.5% de Magnesio, se admiten no más de 0.8% de Hierro y 0.8% de Silicio.

El duraluminio se deforma bien y por sus propiedades mecánicas es próximo a algunos surtidos del acero, aunque es 2,76 veces menos denso que este metal (la densidad del duraluminio es de 2.85 g/cm³).

Las propiedades mecánicas de esta aleación se mejoran después de su tratamiento térmico y deformación en estado frío. La resistencia a la rotura se eleva de entre 15 y 22 Kgf/mm² a 36-42 Kgf/mm² y la dureza aumenta de 50-60 Kgf/mm² a 90-100 Kgf/mm².

4.4.7. Alineación

El medio básico empleado en nuestro caso, al igual que en otras prótesis suprarrotulianas, para lograr la estabilidad de rodilla es el alineamiento geométrico de los componentes, tal que la carga sobre la prótesis se ejerza a lo largo de una línea que pasa por delante de la articulación de rodilla, forzándola a su completa extensión durante la fase de posición erguida.

Cuando se alinea una prótesis suprarrotuliana se lo hace de dos vistas diferentes:

- lateral, donde una línea pasa por el trocánter, cabeza de peroné y cae a 1 centímetro por delante del tornillo de ajuste del pie al sistema modular, y
- anterior, donde la línea pasa por centro de muñón, centro de rodilla y cae entre el primer y segundo dedo.

Para efectuar las mediciones experimentales que validen la respuesta mecánica de la rodilla, hemos ubicado la rodilla en un sistema modular preparado en los talleres del Instituto de Ciencias de la Rehabilitación y el Movimiento. El mismo consta de un cono de enchufe de contención isquiática confeccionado en polipropileno y resina acrílica, suspendido por sistema de succión. Por su parte, el pie del componente protésico es un pie articulado de la empresa OTTO BOCK. En trabajos posteriores, esperamos completar el módulo con el diseño y producción del pie, en cuyo modelo ya estamos trabajando, encontrándonos en la etapa de prediseño.

CAPÍTULO 5: EL DESARROLLO EXPERIMENTAL

"La genialidad es uno por ciento de inspiración y noventa y nueve por ciento de transpiración"

Thomas Alva Edison

5.1. El diseño metodológico de la investigación

El tipo de diseño metodológico que se ha utilizado para la investigación es descriptivo - experimental, ya que el objetivo de la misma consiste en describir un fenómeno, en este caso la respuesta de funcionamiento de una rodilla protésica en la marcha de un amputado mediante estudios dinámicos de fuerza de reacción terrestre (FRT) en las tres dimensiones espaciales y estabilidad; para comparar con el funcionamiento de otra rodilla ya validada y presente en el mercado nacional. Las características específicas de la investigación llevaron a la necesidad de emplear metodología de naturaleza cuantitativa de sistema simple.

La investigación de sistema simple, frecuentemente denominada investigación de un solo sujeto, difiere de la investigación grupal cuantitativa en que está centrada en una sola persona o un sistema simple, es decir un grupo considerado colectivamente.

En nuestro caso, la unidad de estudio es un solo paciente con amputación de la extremidad inferior derecha sobre-rodilla. Mientras algunos factores se mantienen constantes, existe una aplicación sistemática de un tratamiento (variable independiente) Este es un tipo de metodología apropiado para responder a interrogantes específicos en el ámbito clínico y referidos a la efectividad de un tratamiento (Jean C. Deitz, 1998). Por las moderadas demandas económicas y de tiempo, este tipo de investigación es adecuada para realizar estudios pilotos antes de emprender estudios experimentales grupales más costosos que abarcan numerosos sujetos y múltiples ámbitos.

5.2. Equipamiento: Laboratorio de marcha o de análisis del movimiento

Para nuestro trabajo hemos utilizado el laboratorio de marcha del CENARD, con la colaboración constante de su equipo técnico. Dicho laboratorio dispone de un sistema de evaluación de avanzada tecnología orientado al estudio analítico del movimiento y sus efectos durante la acción de caminar. El sistema permite la recolección simultánea de datos e imágenes en los planos frontal y sagital, mediante cámaras de video y programas específicos de PC. La información traduce los rangos de los movimientos y sus desviaciones del ideal para cada función. De esta manera, la calidad de información provista facilita el reconocimiento preciso de los principales problemas funcionales y su relación con la causa que los genera.

El uso del laboratorio de marcha se extiende a las enfermedades neuromusculares (Parálisis Cerebral, Mielomeningocele, Distrofias musculares), en la adaptación y selección de prótesis de pacientes con amputaciones congénitas o adquiridas de los miembros inferiores, en el diseño de férulas, en medicina del deporte e investigación, implementación de métodos de rehabilitación.

Estrictamente, el laboratorio de marcha es un instrumento que permite realizar un análisis formal de la marcha con el apoyo de profesionales de la salud y de sistemas informáticos e implica la medición de:

- Examen clínico
- El Análisis Observacional, el cual se realiza grabando la marcha del paciente (vídeo) en los planos sagital y frontal, logrando tener mayor detalle de la marcha al reproducirla en cámara lenta.
- Cinemática articular: Implica registro en video de los miembros inferiores en los planos sagital y frontal durante el ciclo de la marcha, facilitando el estudio de arcos de movilidad.
- Cinética articular: Incluye el análisis de estabilidad y de la fuerza de reacción terrestre.

5.3. Cómo se realiza el estudio sobre el paciente

Para realizar el estudio, al paciente amputado con la prótesis de miembro inferior se le colocan marcadores adhesivos ubicados en diferentes puntos específicos de su cuerpo (extremos de los eslabones o segmentos corporales) Así sus movimientos pueden ser seguidos con facilidad para obtener la información requerida. El paciente camina a lo largo de una pista de 10 m de longitud. Una vez alcanzada la velocidad de marcha aproximadamente constante, sus movimientos son registrados por las cámaras de video de alta definición que transfieren la información a una PC. La pista incluye una plataforma inserta en el suelo, que mide las fuerzas que se originan al caminar. Ninguno de estos procesos es doloroso ni molesto.

5.4. El diseño experimental

La idea fundamental del diseño de la prueba consiste en efectuar un análisis biomecánico sobre la plataforma de marcha para un paciente, cuyo nombre es Sebastián, que utilice una prótesis control y repitiendo la misma experiencia pero utilizando la prótesis prototipo que hemos construido. En ambos casos, también se registró información del miembro inferior contralateral sano para su posterior análisis.

A partir del análisis posterior de los resultados obtenidos en ambos estudios, nos proponemos comparar el funcionamiento tanto de la extremidad inferior protésica como la extremidad sana, en la marcha.

Como prótesis control (PTE) hemos elegido una prótesis habitual en el mercado y de alta confiabilidad. El modelo es Otto Bock 3R15. Esta prótesis es una rodilla monocéntrica con freno, pero posee la posibilidad de trabajar en modo de eje libre. Es muy confiable en ambos modos de funcionamiento.

La elección de esta prótesis control se basa en que es considerada una prótesis de muy buen rendimiento y de gran utilización por parte de la

población con amputación transfemoral. Una segunda razón importante es que es muy común que muchos pacientes finalmente la utilicen en modo libre, en algunos casos por costumbre o comodidad particular, y en otra gran cantidad de casos por elección del paciente tras desalineación del sistema, por falta de mantenimiento o seguimiento del ortoprotesista.

La primera variable que se fijó fue el propio paciente. Este sujeto ha de ser el mismo en todas las mediciones que se efectuaran.

Luego de una serie previa de pasadas por la plataforma de marcha a modo de prueba, en primer lugar registramos la marcha del paciente amputado con la prótesis de rodilla comercial o control (PTE).

En segundo término, registramos la marcha con el la rodilla prototipo (PTO). Para evitar posibles influencias en la marcha a causa de la utilización de la rodilla control, se ha esperado entre una y otra prueba un tiempo suficiente de 30 minutos, así como también antes de comenzar los estudios con la segunda rodilla, el paciente ha caminado por el laboratorio usando la rodilla prototipo y también, al igual que en el caso anterior, ha efectuado una serie de pasadas de prueba por la plataforma.

Sin embargo, para tener una seguridad mayor, hemos efectuado el mismo procedimiento una semana después, pero en este caso invirtiendo el orden de las prótesis utilizadas, es decir que esta vez el paciente realizó la primera medición con la rodilla prototipo (PTO) y la segunda con la rodilla protésica control (PTE), tomando las mismas precauciones que en el caso de la semana anterior.

Evidentemente, ninguna medición se efectuó hasta que el propio paciente y el ortoprotesista profesional presente estuvieran seguros de la precisa alineación realizada necesariamente por el cambio de prótesis. De esta manera, se controló la variable alineación al cambiar de rodilla protésica. También se efectuó y controló la alineación correspondiente antes de utilizar la primera prótesis.

Otra de las variables que se fijó fue el módulo de la extremidad inferior protésica. Todos los componentes, excepto la rodilla, se mantuvieron constantes en todos los estudios efectuados, eliminando así la posible influencia de un componente sobre la marcha, que no fuera la propia rodilla.

Tomados todos los recaudos previstos, se efectuaron mediciones sobre la plataforma de fuerzas, tanto en forma estática como dinámica:

En el caso estático, se efectuaron estudios de estabilidad, para lo cual se dejaba al paciente apoyado exclusivamente sobre el pie protésico, el tiempo que pudiera mantenerse erguido (son algunos segundos). Las oscilaciones y los cambios en las zonas de presión son registradas de esta manera por el sistema computarizado. Al igual que en la marcha sobre la plataforma se realizaron diversas pruebas previas, se esperó un tiempo prudencial y se volvió a efectuar el estudio una semana después pero en el orden inverso.

En el caso dinámico, se hizo caminar al paciente por la plataforma de marcha y una vez alcanzada la velocidad de marcha a cadencia libre se registró la fuerza de reacción terrestre sobre el pie protésico (con rodilla control) y también sobre el pie sano. Las mismas mediciones se realizaron con el pie protésico. Al igual que en los casos anteriores, se cuidaron los tiempos y el orden de utilización de las prótesis.

5.5. Las variables de análisis

- Tiempo de apoyo
- Tiempo de zancada
- Fuerzas de reacción terrestre durante la fase de apoyo
 - Vertical
 - Anteroposterior
 - Mediolateral

- Estabilidad: amplitud y frecuencia

5.6. Datos del paciente

Nombre: Sebastián

Edad: 24 años

Peso corporal: 60,42 kg

Talla: 1,78 m

Amputación: Nivel Transfemoral o sobre-rodilla extremidad inferior derecha

5.7. Características prótesis comercial o control (PTE):

La prótesis está compuesta por un encaje o cono del tipo contención isquiática, posee una rodilla monocéntrica denominada 3R15 "Otto Bock" en acero (este es un modelo con autobloqueo que impide la flexión de la rodilla aproximadamente en los primeros 15° de flexión cuando el peso del cuerpo se aplica sobre la misma, o sea, seguridad para el paciente cuando la prótesis contacta con el suelo y se le aplica la carga del cuerpo, dado que la rodilla no entrará en flexión. Pero para tu estudio se le anuló el sistema autobloqueante para utilizarla como una rodilla de eje libre, de acuerdo a lo explicado en el reciente apartado de "diseño experimental".

La prótesis también cuenta con un tubo de pantorrilla en acero del tipo telescópico para poder regular la altura y un pie articulado. Estos últimos componentes son los mismos que se utilizan en las pruebas con la rodilla prototipo.

5.8. Características prótesis prototipo (PTO):

La prótesis prototipo es una rodilla monocéntrica en duraluminio, cuyas características y diseño fueron expuestos con detalle en el capítulo anterior.

CAPÍTULO 6: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

*Nature and nature's laws lay hid in night.
God said "let Newton be", and all was light.*

Alexander Pope

6.1.1.1.1. VALORACIÓN DE LA FUERZA DE REACCIÓN TERRESTRE EN FUNCIÓN DEL TIEMPO

Análisis funcional

Se trata de analizar dos tipos de rodillas protésicas definidas como “prótesis comercial” usada como control (PTE), y otra prótesis denominada “prototipo” (PTO). Este estudio tiene por objetivo la identificación del comportamiento comparativo de los valores de la fuerza de reacción terrestre en los tres ejes espaciales en función del tiempo en la marcha con prótesis y con prototipo

A tal efecto, se desarrolló una evaluación del análisis de la marcha con una plataforma de fuerza AMTI que valora los tres componentes de la fuerza de reacción terrestre (FRT) sobre los 3 ejes X-Y-Z en función del tiempo:

- El eje Z representa la fuerza vertical, analizada en términos de mínimos y máximos de impulsión ascendente y amortiguación.
- El eje X representa la fuerza anteroposterior, analizada en términos de fuerzas de frenado y de propulsión.
- El eje Y representa la fuerza mediolateral, perpendicular a la dirección de marcha del paciente.

6.2. ANÁLISIS DE LA FRT SOBRE LA EXTREMIDAD INFERIOR SANA EN APOYO

En primer lugar se muestra cómo responde la extremidad inferior sana sobre la plataforma de fuerzas al caminar a cadencia libre utilizando la prótesis control (PTE) en la pierna oscilante, en las tres direcciones espaciales (gráfico 6.1). Seguidamente se presenta la respuesta de la misma extremidad pero esta vez utilizando la prótesis de rodilla prototipo (PTO) en la extremidad oscilante (gráfico 6.2).

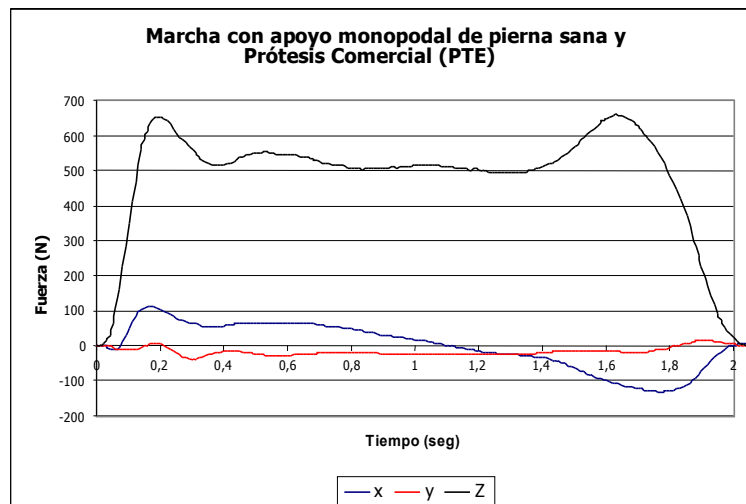


Gráfico 6.1: representación del comportamiento de la fuerza (N) en X-Y-Z en función del tiempo en la marcha con apoyo de la pierna sana usando prótesis (PTE) en oscilación.

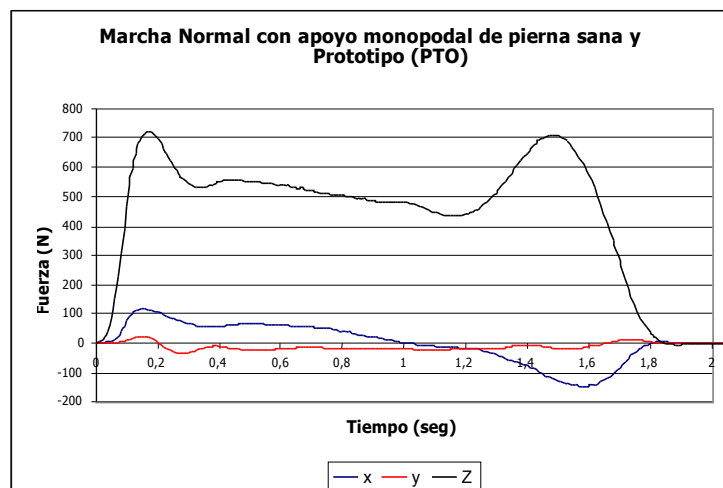


Gráfico 6.2: representación del comportamiento de la fuerza (N) en X-Y-Z en función del tiempo en la marcha con apoyo de la pierna sana usando prototipo (PTO) en oscilación.

Como se puede apreciar, no nos hemos centrado solamente en la respuesta de la prótesis en el apoyo, sino que también hemos tenido en cuenta su período de balanceo, durante el cual la extremidad sana debe soportar el peso del cuerpo. Consideramos que el análisis comparativo de la respuesta de la pierna sana es de fundamental importancia dado que indica, en gran medida, el grado de compensación necesario que esta debe realizar para mantener la marcha confortable a velocidad aproximadamente constante. Como consecuencia de esto, es posible visualizar si existe mayor o menor tiempo de apoyo con la pierna sana en uno u otro caso, y si los valores de las fuerzas de frenado y de propulsión que la extremidad sana ejerce son o no similares en los dos casos. Diferencias en estos parámetros sobre la pierna sana, también deben ser considerados a la hora de evaluar la influencia de la prótesis en la marcha.

Para poder comparar, hemos superpuesto las dos curvas en un solo gráfico, donde es posible apreciar en línea continua la prótesis control (PTE) y en línea punteada la prótesis prototipo (PTO). (gráfico 6.3)

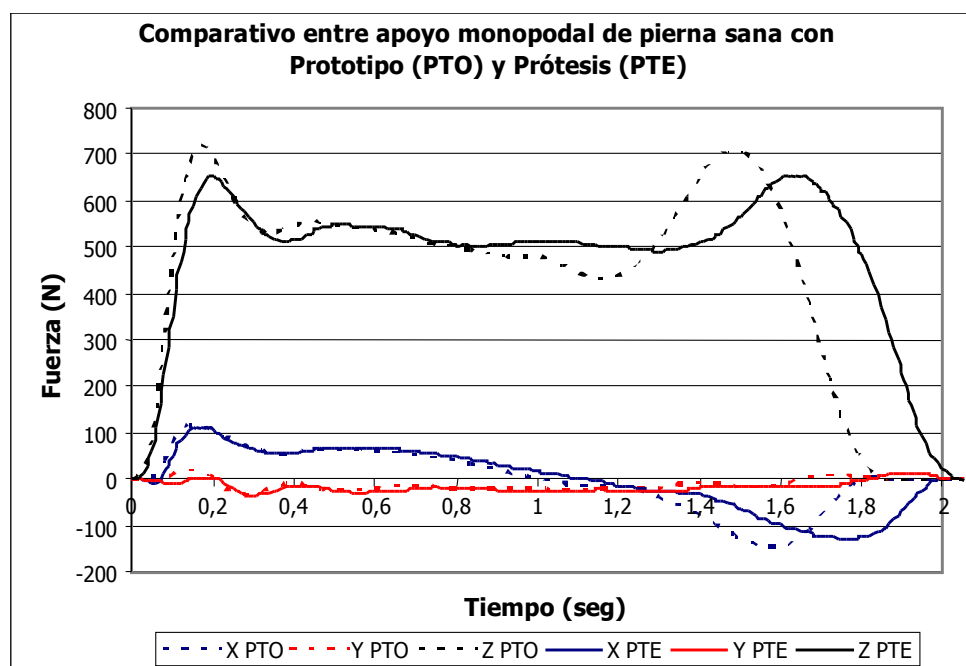


Gráfico 6.3: Comparación entre el comportamiento de la fuerza (N) en X-Y-Z en función del tiempo en la marcha con apoyo de pierna sana y oscilación de prótesis (PTE) y prototipo (PTO).

6.3. DESCRIPCIÓN DEL GRÁFICO 6.3

6.3.1. Fuerza de reacción terrestre vertical (FRTz)

En el gráfico 6.3 se observan simultáneamente las curvas debidas a la Fuerza de Reacción Terrestre sobre la extremidad inferior sana con oscilación de la prótesis comercial (PTE) y con la prótesis prototipo (PTO), evaluado a lo largo del tiempo de apoyo de la pierna sana en un Ciclo de Marcha, dado que durante la fase de oscilación FRT sobre ella es nula por no existir contacto de la extremidad sana con el suelo.

En la dirección vertical, se representa en color negro continuo la fuerza ejercida por la pierna sana contra el suelo mientras la extremidad con prótesis comercial se encuentra en oscilación. En cambio, en línea negra punteada la generada por la extremidad sana mientras oscila la pierna con la prótesis prototipo.

La primera pendiente positiva es levemente mayor cuando el paciente apoya la extremidad sana utilizando nuestro prototipo en la extremidad contralateral, que cuando lo hace utilizando la prótesis comercial. De esta manera, la descarga sobre la pierna sana es más rápida cuando en la contralateral se utiliza nuestro prototipo.

Se puede visualizar cualitativamente, además, que el tiempo de apoyo de la pierna sana ha sido mayor cuando el paciente utilizaba la prótesis comercial (PTE), que cuando disponía del prototipo (PTO). Cuantitativamente, los tiempos de apoyo de la pierna sana obtenidos en cada caso se presentan en el cuadro 6.1.

Extremidad inferior apoyada	Tiempo de apoyo (segundos)
Pierna sana (con prótesis comercial en miembro contralateral en oscilación)	2.04
Pierna sana (con prótesis prototipo en miembro contralateral en oscilación)	1.85

Cuadro 6.1: Tiempo de apoyo de la extremidad inferior sana con prótesis comercial y prototipo en oscilación

Por otro lado, la curva de la fuerza vertical sobre la pierna sana con el prototipo presenta un máximo de frenado y un máximo de impulsión, ambos mayores al caso de la rodilla comercial.

El primer máximo se produce a los 0.17 segundos con un valor de fuerza de 721.22 N con pierna sana y prototipo, que normalizando al tiempo total de apoyo da como resultado 0.092, es decir al 9.2 % del apoyo. En cambio, a los 0.20 segundos con un valor de fuerza de 653.69 N con pierna sana y prótesis comercial, que normalizando al tiempo total de apoyo da como resultado 9.3 % de la fase de apoyo.

El segundo máximo de la curva se observa a los 1.49 segundos con un valor de fuerza de 710.27 N con pierna sana y prototipo, mientras que 1.63 segundos con un valor de fuerza de 658.70 N con pierna sana y prótesis comercial.

El apoyo de la extremidad inferior sana muestra claramente un mínimo de fuerza en mientras la extremidad inferior contralateral con rodilla prototipo (PTE) se encuentra en la fase de oscilación. El valor mínimo de la fuerza alcanzado fue de 434.40 N a los 1.16 segundos de marcha. Asimismo, en el

caso del apoyo de la pierna sana utilizando la prótesis control (PTE) en la contralateral el valor de la fuerza vertical es de 495.27 N a los 1.31 segundos del contacto inicial del talón con el suelo. Sin embargo, este mínimo valor numérico no es significativo dado que la curva es aproximadamente constante en esta región. Toda esta información puede observarse resumida en el cuadro 6.2.

		FRT _z			FRT _x		FRT _y	
		Máximo de Frenado (1° Máx)	Máximo de propulsión (2° Máx)	Mín	1° Máx	Mín	Máx	Mín
Apoyo de pierna sana con Prototipo (PTO) en oscilación	Tiempo (seg)	0.17	1.49	1.16	0.16	1.59	0.15	0.28
	Fuerza (N)	721.22	710.27	434.40	118.33	-147.60	21.82	-34.20
Apoyo de pierna sana con Prótesis comercial o control (PTE) en oscilación	Tiempo (seg)	0.20	1.63	1.31	0.17	1.77	0.19	0.29
	Fuerza (N)	653.69	658.70	495.27	113.20	-129.40	5.78	-37.85

Cuadro 6.2: Valores representativos de tiempo y fuerza de reacción terrestre (FRT) en los ejes vertical (z), anteroposterior (x) y mediolateral (y)

6.3.2. Fuerza de reacción terrestre anteroposterior (FRTx)

En la dirección anteroposterior, se representa en color azul continuo la fuerza ejercida por la pierna sana contra el suelo mientras la extremidad con prótesis comercial (PTE) se encuentra en oscilación. En cambio, en línea azul punteada la generada por la extremidad sana mientras oscila la pierna con la prótesis prototipo (PTO).

La gráfica de la curva representa la fuerza de reacción terrestre sobre el paciente en la dirección anteroposterior, o lo que es lo mismo, en la dirección de progresión de la marcha. Si la curva se encuentra sobre el eje horizontal, entonces el sentido la fuerza es posterior. Si en cambio la curva de la FRTx está debajo del eje de abscisas, entonces la fuerza aplicada sobre el sujeto es anterior. Así, la fuerza FRTx sobre el paciente es primero básicamente ejercida en sentido posterior para luego pasar a ser anterior.

En esta dirección, ambas gráficas responden cualitativamente en forma similar, aunque hay un alargamiento de la curva en el caso de oscilación de la pierna con prótesis comercial, debido a la mayor duración del tiempo de apoyo de la pierna sana con dicha prótesis. Sin embargo, al normalizar por el tiempo total de apoyo se obtiene que los valores de fuerza ejercida son similares para el mismo porcentaje de apoyo.

Inicialmente la fuerza aplicada sobre el talón es posterior dado que es la etapa de frenado anteroposterior de la marcha, y por lo tanto es el momento en el que se efectúa la recepción de la carga sobre la extremidad sana en apoyo. En el caso de la pierna sana con prótesis comercial alcanza su valor máximo muy próximamente al propio contacto de talón con el suelo, a los 0.17 segundos, y desde ese instante comienza a reducirse lentamente el valor. El cero de esta curva indica que en dicho instante no existe componente anteroposterior de la fuerza y seguidamente se tiene el cambio de sentido de la misma hacia anterior, alcanzando a los 1.77 segundos el valor mínimo de la curva (o máximo de fuerza anterior sobre el pie) en el momento del impulso ejercido por

los metatarsianos sobre el suelo. En el caso de la oscilación de la PTO se observa un máximo posterior de frenado a los 0.16 segundos.

Se observa además que la fuerza máxima aplicada sobre el talón en sentido posterior tiene valores con poca diferencia en ambos casos y, además, las curvas son muy similares en esta región (Cuadro 6.2). Esto expresa que la fuerza de frenado no presenta diferencias sustanciales en el apoyo de la pierna sana cuando se utiliza cualquiera de las dos prótesis en oscilación.

En cuanto a la fuerza de propulsión anteroposterior determinada por el valor mínimo de la curva (o máximo de fuerza anterior) se puede apreciar que la fuerza aplicada por la pierna sana en apoyo, ha sido superior en un 12,34% cuando se balancea la pierna con la rodilla prototipo (cuadro 6.2). Además, el tiempo de oscilación de nuestro prototipo es claramente menor. Esto indica, al igual que en el caso de la FRTz, que es necesario que la pierna sana ejerza una fuerza mayor al utilizar nuestra prótesis prototipo que al usar la prótesis comercial.

Por el momento, entonces, dejamos abierto el siguiente interrogante para ser analizado posteriormente en las conclusiones: ¿por qué el paciente ejerce una fuerza mayor con la pierna sana cuando utiliza nuestra rodilla que cuando utiliza la comercial?

6.3.3. FRTy mediolateral

En la dirección mediolateral, es decir perpendicular al movimiento de avance del usuario, se representa en color rojo continuo la fuerza ejercida por la pierna sana contra el suelo mientras la extremidad con prótesis comercial se encuentra en oscilación. En cambio, en línea roja punteada es la generada por la extremidad sana mientras oscila la pierna con la prótesis prototipo.

Si la curva se encuentra sobre el eje horizontal, entonces el sentido la fuerza es lateral. Si en cambio la curva de la FRTy está debajo del eje de abscisas, entonces la fuerza aplicada sobre el sujeto es medial. Esta es precisamente

una componente estabilizadora de la marcha. La fuerza FRTy obtenida es básicamente medial, exceptuando un muy breve intervalo de tiempo al inicio y al final de la fase de apoyo.

La FRTy lateral al inicio del apoyo indica que ante el impacto la fuerza sobre el sujeto tiende a evitar el deslizamiento medial provocando una deflexión del pie hacia adentro (línea media). Luego de un breve período de fuerza lateral, la curva muestra una dirección en sentido medial durante casi todo el resto de la fase de apoyo. Esto expresa el equilibrio monopodal donde la fuerza sobre el pie actúa evitando que este deslice hacia la zona lateral de la línea media del cuerpo durante la progresión del cuerpo hacia adelante.

Se observa que la fuerza mediolateral aplicada sobre el centro de presiones del pie a lo largo de la zancada presenta aproximadamente la misma amplitud en ambos casos (cuadro 6.2), lo cual expresa que la fuerza mediolateral no presenta diferencias sustanciales en el apoyo de la pierna sana cuando se utiliza cualquiera de las dos prótesis en oscilación.

Una diferencia entre ambas curvas de FRTy se presenta en cuanto a la duración de la acción de las fuerzas, pero que no presentan diferencias significativas cuando se efectúa la normalización del tiempo de marcha, resultando similares valores de fuerza para iguales porcentajes del ciclo de marcha.

6.3.4. Valores de correlación

Presentamos a continuación el coeficiente de correlación entre las fuerzas de reacción con apoyo de la pierna sana utilizando ambas prótesis.

Datos de fuerza	Coefficiente de correlación
Fuerza vertical	0,94
Fuerza anteroposterior	0,80
Fuerza mediolateral	0,82

6.4.1.1.1. ANÁLISIS DE LA FRT SOBRE LA EXTREMIDAD INFERIOR PROTÉSICA EN APOYO

En el presente apartado analizaremos cómo responde la extremidad inferior protésica sobre la plataforma de fuerzas, al caminar a cadencia libre, apoyando la pierna protésica con rodilla comercial o control (PTE). Comparativamente haremos lo mismo analizando la respuesta obtenida con la prótesis de rodilla prototipo (PTO). Las curvas respectivas se muestran en un mismo gráfico a efectos de facilitar el análisis comparativo de los resultados (gráfico 6.4).

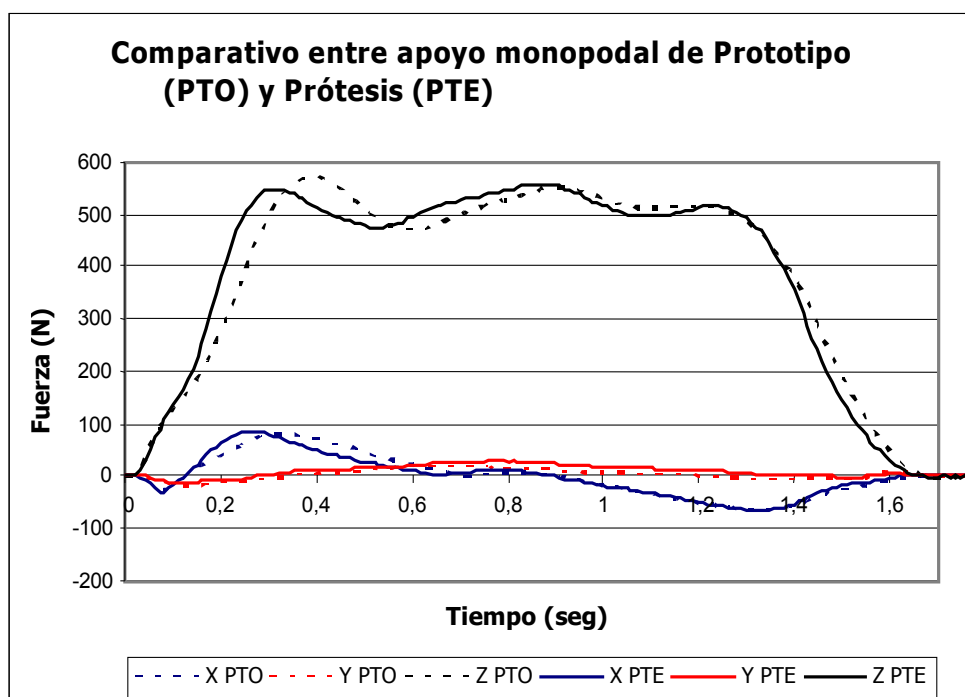


Gráfico 6.4: Comparación entre el comportamiento de la fuerza (N) en X-Y-Z en función del tiempo de marcha con apoyo monopodal de pierna amputada con prótesis comercial y con prototipo.

6.5. DESCRIPCIÓN DEL GRÁFICO 6.4

6.5.1. FRTz vertical

En el gráfico 6.4 se observan simultáneamente las curvas debidas a la Fuerza de Reacción Terrestre sobre la extremidad inferior amputada, utilizando la prótesis comercial (PTE) y la prótesis prototipo (PTO), evaluado a lo largo del tiempo de apoyo en un Ciclo de Marcha de la pierna protésica.

En la dirección vertical (FRTz), se representa en color negro continuo la fuerza ejercida por la pierna amputada equipada con prótesis comercial (PTE) contra el suelo mientras la extremidad inferior contralateral sana se encuentra en oscilación. En cambio, en línea negra punteada se representa la curva de fuerza vertical generada por la extremidad equipada con la prótesis prototipo (PTO) mientras oscila la pierna sana.

En primer lugar se puede visualizar cualitativamente que el tiempo de apoyo de la pierna equipada ha sido prácticamente el mismo en ambos casos. Los valores obtenidos son de 1.70 segundos para el tiempo de apoyo de la pierna amputada equipada con prótesis comercial (PTE), mientras que fue de 1.68 segundos para la pierna equipada con la prótesis prototipo (PTO), como se establece en el cuadro 6.3.

	Tiempo de apoyo de extremidad sana (segundos)	Tiempo de apoyo de extremidad con prótesis (segundos)	Diferencia de tiempo de apoyo entre ambas piernas (seg)	Diferencia porcentual de tiempos.
Con prótesis comercial (PTE)	2.04	1.70	0.34	16.67 %
Con prótesis prototipo (PTO)	1.85	1.68	0.17	9.19 %

Cuadro 6.3: Comparación de tiempos de apoyo de pierna sana y pierna protésica

La primera pendiente positiva expresa la descarga del peso del paciente sobre la extremidad protésica. Esta pendiente es levemente mayor en el caso de la prótesis comercial, lo cual evidencia una descarga levemente más lenta sobre la pierna equipada con nuestra prótesis (PTO), justamente al contrario de lo que ocurría al apoyar la extremidad sana en el suelo.

Por otro lado, las curvas de la fuerza vertical sobre la pierna protésica, tanto con la rodilla comercial como en el caso del prototipo, presentan un lóbulo de frenado aunque no tan marcado; pero no presentan un lóbulo de impulsión propiamente dicho. Además, es de destacar que existen tres máximos en estas curvas, en lugar de los dos característicos de la marcha normal con claro frenado e impulsión. Los datos numéricos figuran en el cuadro 6.4.

Cuadro 6.4: Valores representativos de tiempo y fuerza de reacción terrestre (FRT) en los ejes vertical (z), anteroposterior (x) y mediolateral (y)

El primer máximo se produce a los 0.39 segundos con un valor de fuerza de 572.00 N con pierna amputada prototipo, y a los 0.32 segundos con un valor de fuerza de 548.74 N para amputado sobre prótesis comercial, La normalización temporal en este caso no es importante dado que los tiempos son similares, y por lo tanto el porcentaje de apoyo es similar en ambos casos. Es importante destacar que los valores de fuerza obtenidos al apoyar la pierna protésica son claramente menores que cuando se apoyaba la pierna sana

Un segundo máximo se observa a los 0.91 segundos con un valor de fuerza de 552.50 N al apoyar con pierna prototipo, mientras que a los 0.87 segundos con un valor de fuerza de 557.38 N al hacerlo con la prótesis comercial.

	FRTz					FRTx			FRTy			
	1ºMáx	2ºMáx	3ºMáx	1ºMín	2ºMín	Máx	Mín	Cero de la curva	Máx	Mín	Cero de la curva	
Apoyo sobre PTO	(seg)Tiempo	0.39	0.91	1.19	0.60	1.09	0.32	1.32	0.90	0.73	0.13	0.35
	(N)Fuerza	572.00	552.50	516.50	469.70	512.20	79.11	-64.61	0	17.38	-16.8	0
Apoyo sobre PTE	(seg)Tiempo	0.32	0.87	1.23	0.53	1.09	0.26	1.32	0.88	0.78	0.11	0.28
	(N)Fuerza	548.74	557.38	515.61	473.84	496.89	83.67	-67.1	0	28.38	-13.96	0

Existe además un tercer máximo a los 1.19 segundos con 516.50 N al apoyar utilizando la rodilla prototipo, y 1,23 segundos con 515.61 al hacerlo con la prótesis comercial. Estos bajos valores evidencian la inexistente propulsión final en el apoyo, con cualquiera de las dos prótesis utilizadas, aunque sus valores son aproximadamente iguales. Asimismo es importante destacar la reducción de la zona de levitación cuyo mínimo ocurre a los 0.60 segundos con una fuerza de 469.70 N en el caso de la prótesis prototipo, y a los 0.53 segundos con una fuerza de 473.84 al apoyar con la comercial.

6.5.2. FRTx anteroposterior

Como puede apreciarse en el trazado de las curvas (gráfico 6.4) y en el cuadro 6.3, las fuerzas de reacción terrestre generadas durante el apoyo de la pierna protésica con la rodilla comercial y con nuestro prototipo, en la dirección anteroposterior, son muy similares en todo instante del apoyo. Esto se manifiesta tanto en la forma como en los valores representativos, no encontrándose diferencias significativas entre ellas.

6.5.3. FRTy mediolateral

Al igual que en el caso de la fuerza anteroposterior, los patrones como los valores de fuerza tanto en sentido lateral como en sentido medial son muy similares, aunque se distingue que con nuestro prototipo los valores son levemente inferiores en casi todo el rango del apoyo en este eje perpendicular al desplazamiento del cuerpo durante la marcha.

6.5.4. Valores de correlación

Los coeficientes de correlación de los datos obtenidos con apoyo de la prótesis comercial y la prótesis prototipo son:

Datos de fuerza	Coefficiente de correlación
Fuerza vertical	0,99
Fuerza anteroposterior	0,91
Fuerza mediolateral	0,97

6.6. ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD EN APOYO MONOPODAL

Para completar el estudio cinético propuesto en esta investigación, se desarrolló también una evaluación de la estabilidad sobre la prótesis comercial o control (PTE) y sobre el prototipo (PTO).

Para tal fin, se ubicó al paciente en apoyo monopodal sobre la plataforma de fuerzas. Seguidamente se registró en la PC su estabilidad, mediante el seguimiento de la posición del centro de presiones (CP) en cada instante hasta el momento en el que el paciente perdía completamente el equilibrio. Este procedimiento se efectuó cargando todo el cuerpo sobre la pierna con rodilla comercial y, por separado, sobre la extremidad con rodilla prototipo.

A tal efecto se muestran las curvas de longitud de desplazamiento del centro de presiones en función de la frecuencia en la dirección mediolateral y anteroposterior, estableciéndose comparaciones de ambos apoyos.

Además, teniendo en cuenta la posible influencia de la prótesis en la estabilidad de la pierna sana, hemos tenido la precaución de tomar estabilogramas con apoyo sobre dicha extremidad para determinar si existe, y en tal caso si es significativa, la influencia mencionada.

En el gráfico 6.5 se observa el desplazamiento del centro de presiones sobre la planta del pie correspondiente a la pierna sana en apoyo, manteniendo en el aire la extremidad protésica con la rodilla comercial. A su vez, en el gráfico 6.6 se presenta la curva correspondiente al desplazamiento del CP sobre el mismo pie pero manteniendo la pierna con rodilla prototipo en el aire.

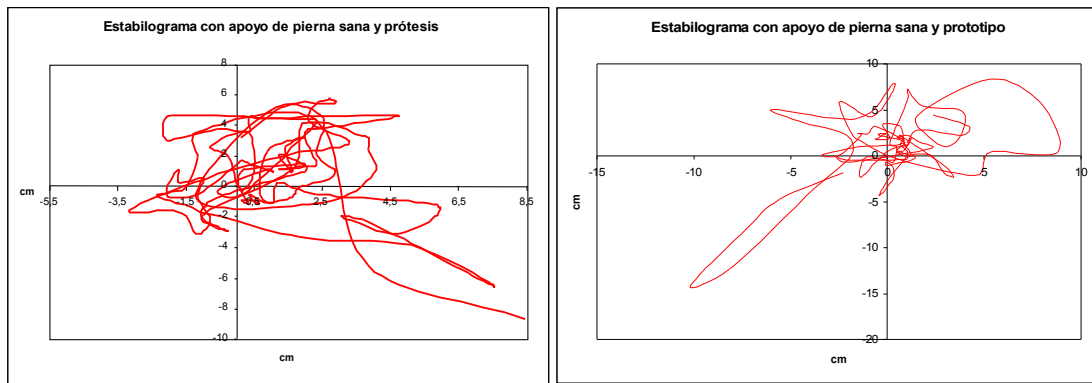


Gráfico 6.5: Desplazamiento del Centro de Presión en un sistema de coordenadas con apoyo monopodal de pierna sana y en el aire prótesis comercial (PTE). **Gráfico 6.6:** Desplazamiento del Centro de Presión en un sistema de coordenadas con apoyo monopodal de pierna sana y en el aire prototipo (PTO).

En ambos gráficos precedentes se puede apreciar una región central de desplazamiento en torno a la cual la FRT actúa con mayor frecuencia, aunque se percibe una mayor tendencia al apartamiento de la posición central en forma irregular cuando permanece en el aire la pierna con nuestra prótesis prototipo.

Seguidamente se efectuaron estudios de estabilidad al apoyar sobre el suelo la pierna protésica. Para un análisis preciso se registraron por separado los desplazamientos del centro de presiones correspondientes al apoyo sobre cada una de las prótesis, para luego establecer curvas de amplitud de oscilación en función de la frecuencia para cada caso, finalmente presentados en un mismo gráfico para su comparación.

Dado que el centro de presiones se desplaza sobre un plano horizontal, cuyos ejes perpendiculares anteroposterior y mediolateral permiten especificar la posición de dicho punto en cada instante, a continuación se presentan dos gráficos, para indicar la amplitud y frecuencia en cada dirección o eje mencionado.

En el gráfico 6.7 se puede visualizar que ambas prótesis presentan, en general, una estabilidad similar en apoyo monopodal de pie en la dirección mediolateral. En ambas el CP responde oscilando la mayor parte del tiempo en una región

central de baja amplitud, aunque la PTE presenta una oscilación mediolateral levemente mayor en amplitud. La única diferencia establecida claramente se produce con una frecuencia muy baja, donde la FRT se aparta mediolateralmente una distancia aproximadamente cuatro o cinco veces mayor que en el caso de la prótesis prototipo. Es decir que con una baja frecuencia nuestro prototipo responde en forma más estable que la prótesis comercial en la dirección mediolateral.

Por otra parte, la respuesta en la dirección anteroposterior también es, en general, muy similar. Pero al contrario de lo que ocurre en la dirección mediolateral, en este caso el prototipo presenta una mayor inestabilidad anteroposterior que la prótesis comercial, con una oscilación del centro de presiones en una zona central más amplia, lo cual es notorio cuando la frecuencia es menor a 0,7 Hz.

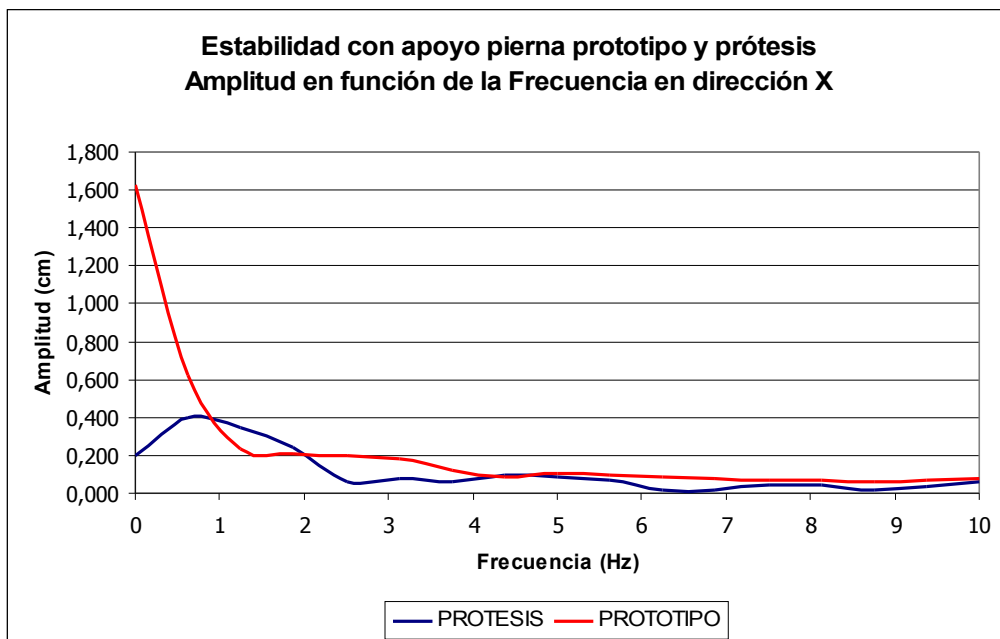


Gráfico 6.7: Comparación entre curvas de amplitud (cm) en función de la Frecuencia (Hz) en la dirección anteroposterior con apoyo monopodal de prótesis y prototipo.

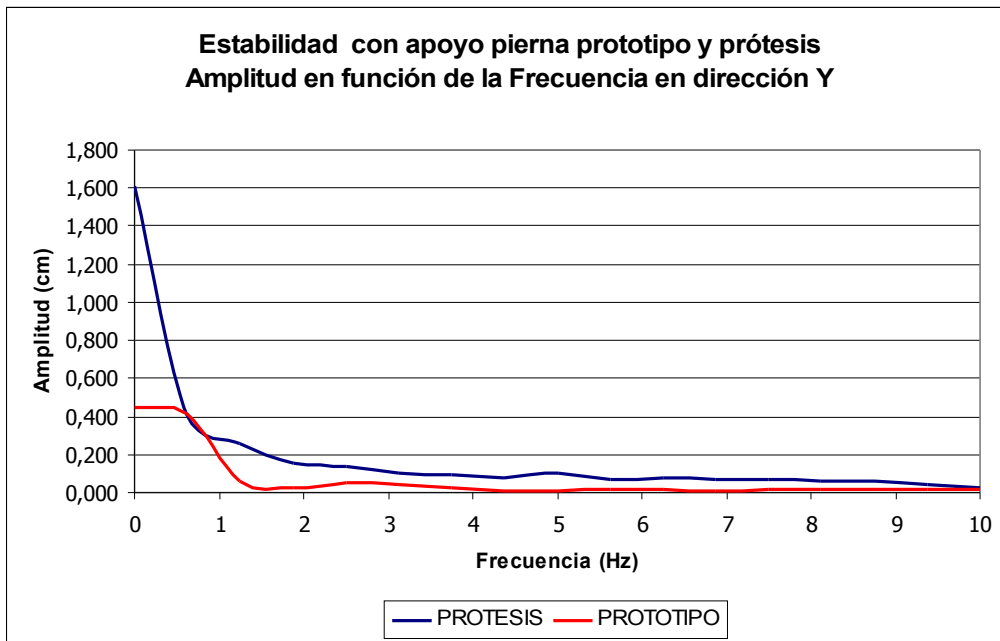


Gráfico 6.8: Comparación entre curvas de amplitud (cm) en función de la Frecuencia (Hz) en la dirección mediolateral con apoyo monopodal de prótesis y prototipo.

Hasta aquí hemos descrito los estudios de la fuerza de reacción terrestre sobre la extremidad inferior sana y sobre cada pierna protésica durante la marcha. También hemos presentado estudios de estabilidad para la pierna sana y para cada pierna protésica comparativamente. En el próximo capítulo, estableceremos relaciones entre los resultados obtenidos y conclusiones acerca del prototipo de rodilla desarrollado. Para tal fin, comenzaremos haciendo un resumen de los aspectos centrales desarrollados a lo largo de este capítulo 6.

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES

“Lo importante es no dejar de hacerse preguntas”.

Albert Einstein

7.1. Síntesis de resultados importantes

A continuación se resumen los aspectos fundamentales que se han obtenido a partir de los análisis efectuados en el capítulo precedente, y que consideramos

pueden permitir identificar la respuesta cinética a la marcha, así como la estabilidad, de nuestra prótesis de rodilla prototipo (PTO) comparativamente con la prótesis comercial que elegimos como control (PTE).

Durante el apoyo de la extremidad sana:

- 1- El tiempo de apoyo de la extremidad inferior sana es mayor al utilizar la prótesis comercial en balanceo.
- 2- La pendiente de FRT vertical en función del tiempo es levemente mayor en el caso del apoyo de la extremidad inferior sana mientras se balancea la pierna con la prótesis prototipo de rodilla (PTO), que al balancear la misma pierna con la prótesis comercial o control (PTE). Esto está indicando una descarga del peso corporal más rápida sobre la pierna sana al utilizar el prototipo.
- 3- La FRTz sobre la extremidad inferior sana con balanceo de nuestro prototipo presenta lóbulos de frenado y de impulsión cuyos valores de fuerza son levemente mayores, aunque se producen prácticamente al mismo porcentaje de ciclo de apoyo. La diferencia en los valores de fuerza para el primer máximo es de 67,53 N que equivale a un 10,33 % sobre la fuerza que ejerce la pierna sana cuando oscila la pierna contralateral con la prótesis comercial (PTE). En el segundo máximo la diferencia es de 51.57 N (7,83%)
- 4- La FRTz sobre la pierna sana y PTO en oscilación presenta un claro mínimo, mientras que no sucede así con el caso de oscilación de PTE. Esto expresa una menor levitación en el segundo caso.
- 5- La fuerza máxima de frenado anteroposterior presenta una mínima variación de 5.13 N (menor al 5%) cuando se apoya la extremidad sana con cualquiera de las dos prótesis en oscilación.

- 6- Pierna sana en apoyo con PTO en balanceo presenta una fuerza anterior mayor que con PTE en dicho movimiento. La variación de fuerza es de 18,20 N (inferior al 15 %). Es decir que la pierna sana ejerce una fuerza mayor al despegar del suelo cuando se utiliza nuestro prototipo en la pierna amputada.
- 7- Durante el apoyo de la pierna sana las fuerzas mediolaterales son similares en los dos casos.

Durante el apoyo de la extremidad protésica:

- 8- El tiempo de apoyo sobre cualquiera de las dos prótesis ha sido prácticamente el mismo (diferencia temporal: $\Delta t = 0,02$ seg)
- 9- Cuando se apoya la extremidad protésica en el suelo, la pendiente de la curva de fuerza vs. tiempo es levemente mayor cuando la descarga del peso corporal se realiza sobre la prótesis comercial (PTE) que sobre el prototipo.
- 10- En el apoyo de la pierna protésica, sobre ambas se observa un lóbulo de frenado aunque no tan marcado como en el caso de la pierna sana. Sin embargo, ninguna de las dos prótesis produce un lóbulo de impulsión.
- 11- Los valores de fuerza son claramente menores sobre las prótesis que sobre la extremidad sana. Así, con respecto al máximo de frenado hay una diferencia de 149,22 N (20,69%) entre el apoyo con la pierna sana y balanceo del prototipo y el apoyo de dicho prototipo. En el caso del apoyo de la sana y comercial la diferencia encontrada es de 104,95 N (16,06%).
- 12- Tampoco puede hablarse de una zona de levitación claramente establecida en apoyo protésico, aunque hay una mínima al principio del

apoyo, que se ve interrumpida por un máximo central no existente en la marcha normal ni de la extremidad sana.

- 13- La fuerza de reacción anteroposterior es similar durante el apoyo sobre cualquiera de las dos prótesis. En el caso de la dirección mediolateral, también hay similitud, aunque con nuestro prototipo los valores son levemente menores, indicando una acción menor de fuerzas estabilizadoras perpendiculares para mantener la progresión durante la marcha.

Estabilidad:

- 14- La extremidad sana en apoyo monopodal manteniendo la pierna con nuestra prótesis en el aire (sin apoyar sobre el suelo) presenta una tendencia a mayor apartamiento de la zona central que cuando está en el aire la prótesis comercial.
- 15- La extremidad protésica en apoyo monopodal con la pierna sana en el aire muestra que existe una estabilidad similar, aunque existe una tendencia a mayor apartamiento de la zona central mediante el apoyo de la pierna protésica con nuestro rodilla prototipo.
- 16- En la dirección anteroposterior, la prótesis prototipo presenta una tendencia a mayor apartamiento de la zona central que nuestro prototipo.
- 17- En la dirección mediolateral, en cambio, la prótesis comercial es la que presenta una tendencia a mayor apartamiento de la zona central.

7.2. CONCLUSIONES DEL TRABAJO

Como se ha observado, la extremidad inferior sana permanece un tiempo menor en apoyo cuando el paciente utiliza la prótesis de rodilla prototipo, ejerciendo también una fuerza de mayor valor sobre el suelo, y por lo tanto recibiendo una mayor reacción terrestre sobre el propio cuerpo. Dado que no existe diferencia entre los tiempos de apoyo de las prótesis, esto implica que el tiempo de la zancada (paso izquierdo y paso derecho) es menor cuando se utiliza nuestra prótesis que en el caso del uso de la prótesis comercial. En otras palabras, el uso de nuestra prótesis demanda un menor tiempo de apoyo de la pierna sana, generando una ganancia en la simetría de la marcha, acercándose además a los valores medios de marcha normal. Estas son características que expresan confiabilidad del prototipo, mostrando que no genera inseguridad en el paciente.

La mayor simetría obtenida al utilizar nuestra prótesis prototipo es una importante ventaja, aunque esto se consigue a expensas de un aumento en los valores de fuerza de la pierna sana sobre el suelo en las direcciones vertical (levemente superiores al 10%) y anteroposterior. (levemente inferiores al 15%). De esta manera, aumenta la impulsión y también el frenado al dar el paso, trayendo como consecuencia un mayor gasto continuo de energía metabólica. Asimismo al contactar el talón con el terreno se produce un mayor nivel de impacto sobre las articulaciones de la extremidad inferior sana, tanto en tobillo y rodilla como posiblemente también en cadera. Y si bien los valores son relativamente bajos, y dentro de lo esperado, la utilización continua a lo largo de varios años de esta prótesis podría manifestar esta desventaja de nuestra prótesis comparativamente con la prótesis comercial tomada como control. Esto también se manifiesta en el hecho que si bien hay un menor tiempo de apoyo de la pierna sana al usar el prototipo, la descarga del peso corporal es levemente más rápida (mayor gradiente), lo cual también indica que el impacto sobre el talón sano (y por ende sobre toda la extremidad) es mayor.

Dado que la longitud de zancada medida es aproximadamente constante y prácticamente de igual valor utilizando cualquiera de las dos prótesis, esto genera una variación en la velocidad de marcha. Nuestra prótesis, con un menor tiempo de zancada, da como resultado una mayor velocidad de

progresión confortable, aunque esto conlleva un mayor consumo de oxígeno y en consecuencia un gasto teórico mayor de energía por parte del paciente, consistente con lo concluido en el párrafo anterior.

Por otro lado, teniendo en cuenta los gráficos de fuerza en función del tiempo, el impulso lineal es precisamente equivalente al área debajo de dichas curvas. Como es posible observar, el lóbulo de frenado de la pierna sana presenta prácticamente el mismo tiempo utilizando cualquiera de las dos prótesis. Se deduce, entonces, que el impulso lineal es mayor cuando se utiliza la prótesis prototipo, puesto que la fuerza ejercida también es mayor en este caso. Lo mismo puede decirse con respecto al lóbulo de frenado. Esto coincide con lo analizado hasta aquí, requiriéndose una mayor acción muscular a nivel de cadera de la pierna sana en el caso del uso del prototipo. En cuanto a la extremidad con prótesis se observa que no hay diferencia importante en las gráficas, y por lo tanto el impulso producido por una u otra es similar, lo cual se explica por la dificultad del tipo de prótesis de pie utilizada para ejercer fuerza al despegar, dado que no dispone de un sistema de almacenamiento de energía en forma elástica como es el caso de los pies ortopédicos flex-foot, por ejemplo. De allí que la diferencia de fuerza entre la pierna sana y la prótesis sea de un 16% o 20% dependiendo del caso.

En cuanto a la dirección mediolateral la prótesis prototipo presenta similares patrones que la rodilla control, y por lo tanto consideramos que es una óptima estabilidad dinámica en esta dirección durante la marcha. En el caso de estabilidad estática (en posición de pie) se observa una leve mayor estabilidad mediolateral por parte de nuestra prótesis, lo que explicaría que durante la marcha existan fuerzas estabilizadoras levemente menores en esta dirección, pero que básicamente no afectan la marcha en este aspecto.

Debe tenerse en cuenta, además, que los datos fueron obtenidos en Laboratorio y por lo tanto es posible que estos valores de marcha varíen luego de varias horas de utilización en actividades cotidianas o de la vida diaria. Así, en una marcha prolongada por las calles, con un terreno irregular, es probable que el paciente no pueda mantener este ritmo de cadencia y velocidad de

marcha, de tal manera que finalmente reduzca su gasto energético, pero con las consiguientes variaciones en los niveles de fuerza y tiempo de apoyo de las extremidades, cuyas implicancias no son posibles conocer de antemano. Este es precisamente uno de los inconvenientes de todas los estudios realizados en Laboratorios de marcha, tanto en el caso de marcha normal o del amputado equipado con nuestra prótesis como con cualquier otra.

A partir de los resultados obtenidos y tras un análisis exhaustivo de los mismos, consideramos que la prótesis prototipo que hemos diseñado, tomando como base modelos ya existentes, responde adecuadamente a las expectativas propuestas al principio del presente trabajo. Al efecto, varias características propias de la marcha del amputado transfemoral han presentado un mejor rendimiento en el caso del prototipo, mientras que en el caso de aquellas que presentan una respuesta inferior, ninguna de las variables medidas ni de los datos han mostrado una diferencia mayor al 20% con respecto a la prótesis comercial, siendo que la mayoría de los valores rondan en un 10% por debajo de lo medido con esta última prótesis.

Sostenemos que este es un estudio muy específico que muestra que hemos podido desarrollar una prótesis de rodilla de bajo costo económico, manteniendo parámetros de calidad (respuestas dinámicas y de estabilidad) que la hacen confiable, asegurando una Marcha Humana del Amputado Sobre-rodilla confortable, que no difiere sustancialmente de la efectuada con rodillas de costos considerablemente mayores.

Finalmente, si bien los resultados obtenidos son alentadores y se encuentran dentro de lo esperado por nosotros, comprendemos que debemos todavía realizar algunos estudios y análisis auxiliares que permitan dar mayor validez a lo ya hecho. Asimismo, no es nuestra intención conformarnos y dar por cerrado este tema, sino que pretendemos seguir trabajando para producir en cantidad este y otros elementos protésicos, y hacerlos llegar a quienes lo necesitan y no pueden acceder a los mismos por diferentes razones. En cuanto a este prototipo en particular, tampoco es nuestra idea tenerlo por definitivo, sino que mientras avanzamos en el equipamiento de pacientes y el

diseño de otros productos también haremos un control y seguimiento de la rodilla, para ver de qué manera efectuarle mejoras dentro de los objetivos propuestos por la presente investigación.

7.3. Perspectivas

De acuerdo a los cálculos teóricos, la mayor velocidad de marcha con la prótesis prototipo implica un aumento cuadrático en el consumo de oxígeno. Actualmente estamos trabajando en la preparación de estudios experimentales de consumo de oxígeno comparando la utilización de ambas prótesis.

En un futuro próximo también nos proponemos realizar estudios fuera de laboratorio, en los que diferentes pacientes utilicen la prótesis prototipo por un determinado tiempo, aun no definido entre una semana y un mes, en sus actividades cotidianas y en diferentes ámbitos para tener obtener datos subjetivos sobre la comodidad de la marcha. A tal efecto se establecerán cuestionarios estandarizados con escalas tipo Likert, conjuntamente con especialistas de las áreas de Psicología y Terapia Ocupacional. Estos instrumentos permitirán establecer cómo perciben la marcha los pacientes, si notan diferencia de esfuerzos, cansancio extra, etc, y si consideran que la prótesis propuesta genera un caminar subjetivamente confortable, que los lleve a querer utilizarla, de acuerdo a uno de nuestros objetivos iniciales. En este punto incluiremos también lo que se refiere a la estética de la rodilla propuesta, aunque un sondeo inicial entre diferentes profesionales y pacientes ha mostrado que el prototipo propuesto es estéticamente muy agradable.

Asimismo, consideramos que sería de suma utilidad realizar estudios electromiográficos para analizar la actividad muscular y las variaciones de respuestas compensatorias que existen en el uso de las diferentes prótesis. En este sentido, se tiene previsto establecer contactos entre instituciones que nos permitan disponer de los dispositivos necesarios.

Si bien estas perspectivas, ya en curso, aportarán información de gran importancia, consideramos que los parámetros sustanciales del proyecto referidos a la funcionalidad y costo han sido muy satisfactoriamente cumplidos, y que la esencia del prototipo es altamente viable como equipamiento ortoprotésico de bajo costo.

Como hemos expresado, este trabajo pretende llegar a producir elementos ortoprotésicos no comercializables y de calidad verificada, de manera de equipar a las personas más desfavorecidas por el sistema. De allí que actualmente estemos tramitando un convenio con la Municipalidad de San Martín para trabajar conjuntamente con un equipo médico en la atención y equipamiento de aquellas personas que siendo de muy bajos recursos tampoco disponen de obra social.

BIBLIOGRAFÍA

- ANDER-EGG, E. (1980), *Técnicas de investigación social*, 14^a. ed. El Cid Editor, Buenos Aires.
- ANDERSON, K. 1995. *Diccionario terminológico de ciencias médicas*. 13^a Edición. Salvat.
- BORDOLI, P. Manual para el análisis de los movimientos II. Centro editor Argentino. Buenos Aires.

- CALAIS-GERMAIN, B. 2002. *Anatomía para el movimiento: Introducción al análisis de las técnicas corporales*. Tomo 1. La liebre de Marzo. Barcelona.
- CALAIS-GERMAIN, B.; LAMOTTE A. 2002. *Anatomía para el movimiento. Bases de ejercicios*. Tomo 2. La liebre de Marzo. Barcelona.
- CAPRETTI, D; LAZO, R; MARTINEZ, N. *Análisis de la posibilidad de equipamiento funcional*. Congreso de Ortopedia Técnica. Río de Janeiro. 2004.
- COLAS BRAVO, M., EISMAN L. 1994. *Investigación Educativa*, 2da.ed. Alfar, Sevilla.
- COMÍN, M.; ATIENZA, C.; PRAT, J.; PERIS, J. 1998. *Biomecánica articular y sustituciones protésicas*.. Instituto Biomecánica de Valencia.
- CRISCI, S. 2005. La articulación de cadera. Tesis de Licenciatura en Ortesis y Prótesis. Instituto de Ciencias de la Rehabilitación. (UNSAM)
- CRISCI, S; BAJAR, T. 2004. "Biomecánica de la marcha del amputado transfemoral". Sextas Jornadas de Estudiantes Investigadores. UTN. San Nicolás.
- CROMER, A. 1998. *Física para las ciencias de la vida*. Reverté, 2º ed, México.
- DEITZ, J. 1998. en "Terapia Ocupacional" de Hopkins y H; Smith, E. Editorial Médica Panamericana. Madrid.
- DEPARTMENT OF VETERANS AFFAIRS, REHABILITATION RESARCH AND DEVELOPMENT SERVICE. 1998. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Baltimore.

- DE SANTO, K. 2005. La articulación de rodilla. Tesis de Licenciatura en Ortesis y Prótesis. Instituto de Ciencias de la Rehabilitación. (UNSAM)
- DUCROQUET, R.; DUCROQUET, J.; DUCROQUET, P. *Marcha normal y patológica*. Toray-Masson. S.A. Barcelona.
- FACULTAD PROTÉSICA Y ORTÉSICA, ESCUELA GRADUADA DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE NEW YORK. 1988. *Protésica del miembro inferior*.
- FITZLAFF, G; HEIM, S. (ISPO) *Lower Limb Prosthetic Components: Design, Function and Biomechanical Properties*. Verlag Orthopädie-Technik.
- INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA. 1994. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia.
- INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA. 1994. *Guía de recomendaciones para el diseño del calzado*. Valencia.
- GUTIERREZ DÁVILA, M. 1999. *Biomecánica deportiva*. Editorial Síntesis. Madrid.
- HAINAUT, K. *Introducción a la biomecánica*. Ed. Jims. Barcelona.
- HOPKINS, H; SMITH, E. 1998. *Terapia Ocupacional*. Editorial Médica Panamericana. Madrid.
- JASTROW, R. 1985. "Una mano guía", en: *El telar mágico*. Salvat. Barcelona.
- KANE J; STERNHEIM, M. 1986. *Física*. Reverté.

- KAPANDJI, A. 1999. *Fisiología articular*. Editorial Médica Panamericana. 5º Edición. Madrid.
- KOTTKE, F; LEHMANN, J. 1999. *Krusen: Medicina física y rehabilitación*. Editorial Médica Panamericana. 4º edición. Madrid.
- LE VEAU, B. 1991. *Biomecánica del movimiento humano*. Trillas. México.
- LUTTGNES , K; WELLS, K. 1982. *Kinesiología: Bases científicas del movimiento humano*. Grefol. 7º Edición. Madrid.
- MIRABENT, D., LLEBOT J., PÉREZ GARCÍA, C. 1994. *Física para ciencias de la vida*. (Mc. Graw Hill).
- NURSE REVIEW. 1994. Problemas músculo-esqueléticos. Masson. Barcelona.
- PLAS, F; VIEL. E. y BLANC, Y. 1996. *La Marcha Humana*. Masson, España.
- PRAT, J. Y COLABORADORES. *Curso de formación de técnicos ortoprotésicos "Euroform". Miembro inferior y marcha humana*. Instituto de Biomecánica de Valencia.
- RASCH, P; BURKE, R. 1986. *Kinesiología y anatomía aplicada*. El Ateneo. Buenos Aires.
- SANFELIU CORTÉS. 1994. "Problemas musculoesqueléticos", en *Nurse Review*. Masson. Barcelona.

- SEARS, F; ZEMANSKY, M; YOUNG, H. 1988. *Física Universitaria*. Addison Wesley Iberoamericana. Delaware.
- UNIVERSIDAD DON BOSCO. 1999. *Biomecánica. Carrera de técnico en ortesis y prótesis. Protética de la extremidad inferior (tomo teórico)*. El Salvador.
- VILADOT, R.; COHI, O.; CLAVELL, S. 1994. *Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1. Extremidad inferior*. Editorial Masson.
- VILADOT, R.; COHI, O.; CLAVELL, S. 1994. *Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2. Extremidad inferior*. Editorial Masson.
- VILADOT VOEGELI y Col. 2001. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer, Barcelona.