



Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Escuela de Kinesiología

**ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO FUNCIONAL DE PIES PRÓTESICOS PARA
AMPUTADOS TRANSTIBIALES.**

REVISIÓN SISTEMÁTICA ENTRE LOS AÑOS 2006 Y 2016.

Seminario de título para optar al grado de Licenciado en Kinesiología

**AUTORES: MARTÍN ALEJANDRO ÁVILA LEIVA
ROMINA DE JESÚS FERNÁNDEZ VALENZUELA
FERNANDO ALEXIS GONZÁLEZ GONZÁLEZ**

**PROFESOR GUÍA: Kigo. Juan C. Rojas Montero, MSc, MDU
Escuela de Kinesiología
Facultad de Medicina
Universidad de Valparaíso**

Valparaíso - Chile
2016



Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Escuela de Kinesiología

**ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO FUNCIONAL DE PIES PRÓTESICOS PARA
AMPUTADOS TRANSTIBIALES.**

REVISIÓN SISTEMÁTICA ENTRE LOS AÑOS 2006 Y 2016.

Seminario de título para optar al grado de Licenciado en Kinesiología

**AUTORES: MARTÍN ALEJANDRO ÁVILA LEIVA
ROMINA DE JESÚS FERNÁNDEZ VALENZUELA
FERNANDO ALEXIS GONZÁLEZ GONZÁLEZ**

**PROFESOR GUÍA: Kigo. Juan C. Rojas Montero, MSc, MDU
Escuela de Kinesiología
Facultad de Medicina
Universidad de Valparaíso**

Valparaíso - Chile
2016

DEDICATORIA

*A mi familia, polola y amigos, en especial a mis padres por su incondicionalidad
durante mis años de formación académica.*

Martin Ávila

A Martín, por su amor incondicional

A mis padres y hermana por animarme día a día a continuar

Y, sobre todo, a mi querida abuela Consuelo Baeza Salas por creer en mí

Romina Fernández

A mis amigos, por inspirarme

A mi familia, por el apoyo constante

A mi novia, por acompañarme

A todos los que han aportado a esta causa.

Fernando González

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer a todos quienes colaboraron en la realización de esta tesis, sobre todo, a nuestro profesor guía Juan Cristian Rojas Montero por creer en nosotros, por su paciencia, orientación y buena onda, y a las familias Fernández Valenzuela y González Ubillus, por brindarnos el espacio y la calidez de sus hogares para el desarrollo de nuestra investigación.

INDICE

Contenido	Páginas
1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1. Amputación.....	3
2.1.1. Contexto histórico.....	3
2.1.2. Terminología	4
2.1.3. Epidemiología.....	5
2.1.4. Etiología.....	5
2.1.5. Niveles de amputación	7
2.1.6. Clasificación funcional	8
2.2. Amputación transtibial	9
2.2.1. Rehabilitación.....	10
2.2.2. Prescripción protésica	11
2.3. Prótesis transtibial	12
2.3.1. Desviaciones de la marcha	13
2.3.2. Partes de la prótesis transtibial	14
2.4. Pie protésico.....	15
2.4.1. Clasificación de los pies protésicos.....	18
2.4.1.1. Convencionales.....	22
2.4.1.2. Almacenamiento y retorno de energía (ESAR)	27

2.4.1.3. Accionados.....	35
2.5. Parámetros de estudio.....	41
2.5.1. Cinética.....	41
2.5.2. Cinemática	43
2.5.3. Gasto energético	46
2.5.4. Percepción del paciente	50
2.5.5. Condición física	53
3. OBJETIVOS.....	56
3.1. Objetivo general.....	56
3.2. Objetivos específicos	56
4. MATERIALES Y MÉTODOS.....	57
4.1. Estrategias de búsqueda	57
4.2. Selección de estudios.....	58
4.2.1. Criterios temáticos.....	58
4.2.2. Criterios metodológicos	59
5. RESULTADOS.....	61
6. DISCUSIÓN	87
6.1. Pies convencionales	87
6.2. Pies de almacenamiento y retorno de energía (ESAR)	92
6.3. Pies accionados.....	94
7. CONCLUSIÓN	98
8. REFERENCIAS	100
9. ANEXOS.....	114

9.1. Técnicas de medición de Gasto Energético	114
9.2. Fichas técnicas de pies protésicos más estudiados en esta revisión ...	115
9.3. Resumen artículos revisión sistemática.....	120

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Contenido	Páginas
Figura 1: Niveles de amputación de miembros.....	7
Figura 2: Descripciones de MFCL y recomendaciones de pies protéticos para cada nivel.....	9
Figura 3: Partes de una prótesis transtibial.....	15
Figura 4: Clasificación de pies protéticos basada en el tipo de accionamiento, con un ejemplo de cada uno.....	19
Figura 5: Resumen de estrategia de búsqueda y sus resultados.	60
Figura 6: Resumen de las técnicas utilizadas para medir el GE en seres humanos.....	114
Figura 7: Resumen de especificaciones técnicas de pies disponibles comercialmente.....	119
Figura 8: Resumen artículos revisión sistemática.....	134

ABSTRACT

Lower limb amputation is a problem that affects people of all age ranges, being caused by chronic pathologies in the elderly and traumatic in the young. This transversality of patients has favored the development of the prosthetic field. A fundamental part of the lower limb prosthesis is the prosthetic foot, which exists in a variety of models, which differ in their characteristics of design, price, availability, etc. This makes it difficult to choose the right prosthetic foot, requiring evidence-based information to characterize the functional performance of the different prosthetic feet models for each type of patient.

Objective: The purpose of this study was to perform a systematic literature review to describe the functional performance of prosthetic feet commercially available in unilateral transtibial amputees.

Design: Systematic bibliographic review.

Methods: The articles were identified through the ScienceDirect, SAGE Journals, PubMed, Research Gate, IEEE Xplore Digital Library and Taylor & Francis Online databases, between the years 2006 and 2016, using the key terms MeSH or "prosthetic" AND "Foot" AND "transtibial" AND "prosthetic foot transtibial" AND "prosthetic foot" AND "trans-tibial". The obtained studies were filtered through a thematic and methodological filter.

Results: 27 studies were included in this review. After systematic analysis, 37 models of marketed prosthetic feet were obtained, of which 9 were conventional, 25 ESAR and 3 of type actuated.

Conclusion: The functional performance of the prosthetic feet, depends on its correct prescription. In patients with K1 and K2 activity levels, the prosthetic feet that best meet their functional needs are conventional feet. In patients with K3 and K4 activity levels, actuated prosthetic feet have an advantage over ESAR, however, the accessibility of actuated feet is low, which makes ESAR foot use more frequent in this type of patients.

Keywords:

Transtibial, prosthetic foot.

RESUMEN

La amputación de miembro inferior es un problema que afecta a personas de todos los rangos etarios, siendo causada por patologías crónicas en personas mayores y traumáticas en los jóvenes. Esta transversalidad de pacientes, ha favorecido el desarrollo del campo protésico. Una parte fundamental de la prótesis de miembro inferior, es el pie protésico, el cual existe en una gran variedad de modelos, que difieren en sus características de diseño, precio, disponibilidad, etc. Esto dificulta la elección del pie protésico adecuado, siendo necesaria información basada en la evidencia para caracterizar el desempeño funcional de los distintos modelos de pies protésicos para cada tipo de paciente.

Objetivo: El propósito de este estudio fue realizar una revisión bibliográfica sistemática, para describir el desempeño funcional de pies protésicos disponibles comercialmente en amputados transtibiales unilaterales.

Diseño: Revisión bibliográfica sistemática.

Metodología: Los artículos fueron identificados a través de las bases de datos ScienceDirect, SAGE Journals, PubMed, Research Gate, IEEE Xplore Digital Library y Taylor & Francis Online, entre los años 2006 a 2016, utilizando los términos clave o MeSH “prosthetic” AND “foot” AND “transtibial” AND “prosthetic foot transtibial” AND “prosthetic foot” AND “trans-tibial”. Los estudios obtenidos, se filtraron mediante un filtro temático y un filtro metodológico.

Resultados: Se incluyeron 27 estudios en esta revisión. Tras el análisis sistemático, se obtuvieron 37 modelos de pies protésicos comercializados, de los cuales 9 fueron convencionales, 25 ESAR y 3 de tipo accionado.

Conclusión: El desempeño funcional de los pies protésicos, depende de su correcta prescripción. En pacientes con niveles de actividad K1 y K2, los pies protésicos que mejor cubren sus necesidades funcionales son los pies convencionales. En pacientes con niveles de actividad K3 y K4, los pies protésicos accionados tienen ventaja sobre los ESAR, sin embargo, la accesibilidad de los pies accionados es baja, lo que hace que sea más común el uso de pies ESAR en este tipo de pacientes.

Palabras claves:

Transtibial, pie protésico.

ABREVIATURAS

2D: 2 dimensiones

2MWT: Test de Caminata de 2 minutos

3D: 3 dimensiones

ACA: Amputee Coalition of America

ACC: Accionado

AMPPRO: Amputee Mobility Predictor with a Prosthesis

ATF: Amputado transfemoral

ATT: Amputado transtibial

BMVSS: Bhagwan Mahaveer Viklang Sahayata Samiti

CCM: Coeficiente de correlación múltiple

CMS: Centros de Servicios de Medicare y Medicaid

CONV: Convencional

CP: Centro de presión

EMG: Electromiografía

ESAR: Energy storage and return

ET: Entrenamiento

EVP: Enfermedad vascular periférica

FRS: Fuerza de reacción del suelo

GC: Grupo control

IEP: Índice de esfuerzo percibido

ISO: Organización Internacional para la Estandarización de la Terminología

LCI: Índice de Capacidades Locomotoras

ME: Multieje

MFCL: Medicare functional classification level

MIT: Massachusetts Institute of Technology

MTC: Minimal toe clearance

NGF: New geriatric foot

PCI: Índice de Costo Fisiológico

PEQ: Cuestionario de Evaluación Prostética

PEQ-13: Cuestionario de Evaluación protésica – Escala de movilidad

QUEST: Calificación de Satisfacción con la Tecnología de Apoyo

ROM: Rango de movimiento

RPE: Escala de percepción de esfuerzo

SACH: Solid Ankle cushion heel

SAFE: Solid Ankle flexible endoskeletal

TA: Tiempo de aclimatación

1. INTRODUCCIÓN

Hay una gran cantidad de amputados de miembro inferior, con cifras cercanas al millón de personas en los Estados Unidos. De todas las amputaciones de miembro inferior realizadas en los Estados Unidos, aproximadamente el 82% son amputaciones transtibiales (Ziegler-Graham, y otros, 2008). Esto se debe a que la amputación transtibial mantiene intacta la articulación de rodilla, lo que la hace ser preferible a amputaciones más proximales, como la amputación transfemoral, por ejemplo; la presencia de la rodilla permite que el uso de una prótesis sea mucho más conveniente, práctico y económico para los amputados transtibiales (Powelson & Yang, 2012).

Una parte fundamental de las prótesis de miembro inferior, es el pie protésico. Entre sus funciones están transmitir las fuerzas de reacción del suelo al resto de la prótesis, amortiguar el impacto del pie y contrarrestar la ausencia de las articulaciones anatómicas del pie y tobillo. El pie protésico es un elemento imprescindible para la locomoción protésica, pues debe ser capaz de sustituir la falta de acción muscular encargada de provocar la desaceleración de la caída del pie en el momento de la toma de contacto con el suelo, facilitar la progresión del miembro inferior en el momento del despegue del pie, y adaptar la bóveda del pie al terreno (Salinas & Cohí, 2009).

Un tobillo sano produce sustancialmente más trabajo que cualquier otra articulación de los miembros inferiores. Por lo tanto, la sustitución de esta generación de energía es uno de los mayores retos en la replicación de la marcha no patológica por medio de la prótesis de miembro inferior (Cherelle, y otros, 2014).

La gran variedad y cantidad de pies protésicos disponibles comercialmente, dificultan tomar una decisión al momento de reemplazar el segmento amputado. Debido a lo anterior, describir el desempeño funcional de pies protésicos disponibles comercialmente en amputados transtibiales unilaterales, es de suma importancia para brindar información actualizada, tanto a profesionales de la salud, como a pacientes que la requieran.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Amputación

2.1.1. Contexto histórico

La palabra amputación tiene su origen en el término latino "*amputatio*", que significa "*cortar*", sin embargo, las amputaciones se han practicado desde los comienzos de la humanidad. Los registros históricos y arqueológicos demuestran que se han llevado a cabo amputaciones premeditadas desde el Neolítico, que datan de al menos 45.000 años, ya sea por razones ritualistas, punitivas, curativas o vocacionales. La colocación de prótesis se ha hecho desde al menos 1.500 A.C., así lo prueba la evidencia encontrada en restos esqueléticos de muñones amputados con prótesis hechas de fibra, madera, hueso y metales, forrados con harapos (Hsu & Cohen, 2013; Padula & Friedmann, 1987).

La era moderna de las prótesis evolucionó como consecuencia de las dos guerras mundiales, pues los avances en medicina, anestesia y cirugía impactaron profundamente la tecnología protésica (Hernigou, 2013). Actualmente la tecnología protésica incorpora aplicaciones mecatrónicas que

reúnen los campos de la ingeniería mecánica, la ingeniería eléctrica y la informática (Lemoyne, 2015).

2.1.2. Terminología

La *Amputee Coalition of America* (ACA) (2008) define la amputación como el corte de un miembro o parte de un miembro. A su vez, la ACA divide las amputaciones en congénitas o adquiridas. A las amputaciones congénitas les asigna el término médico amelia, el cual se define como la ausencia congénita o ausencia parcial de uno o más miembros al nacer, causada por factores ambientales o genéticos, mientras que define la amputación adquirida como la extirpación quirúrgica de un miembro (s) debido a complicaciones asociadas con enfermedad o trauma (© Amputee Coalition of America, 2008).

Hace 30 años no había consenso en cuanto a la descripción de los niveles de amputación, por lo que la Organización Internacional para la Estandarización de la Terminología (ISO) (1994) se encargó de describir cada nivel, tanto en las amputaciones adquiridas como en las deficiencias de los miembros congénitos. La nueva terminología fue ampliamente aceptada por clínicos, investigadores y organizaciones profesionales. La ISO describió la amputación transtibial, comúnmente conocida como “por debajo de la rodilla”, como la amputación “a través del eje de la tibia”. Aunque se sigue utilizando la

terminología común para referirse a las amputaciones, se recomienda el uso de la terminología ISO para mejorar la precisión y la coherencia de la descripción del nivel de amputación entre los profesionales de la salud (Schuch & Pritham, 1994).

2.1.3. Epidemiología

Al año 2008, casi 2 millones de personas vivían con pérdida de miembros en los Estados Unidos, de los cuales aproximadamente un millón correspondía a amputaciones de miembro inferior, y se proyecta que estos números se duplicarán para el año 2050 (Lemoyne, 2015; Ziegler-Graham, y otros, 2008). De todas las amputaciones de miembro inferior realizadas en los Estados Unidos, aproximadamente el 82% son amputaciones transtibiales (Powelson & Yang, 2012).

2.1.4. Etiología

Entre las personas que viven con pérdida de miembros, las principales causas son las enfermedades vasculares (54%), incluyendo la diabetes y la enfermedad arterial periférica, el trauma (45%) y el cáncer (menos del 2%) (Ziegler-Graham, y otros, 2008). Sin embargo, en las últimas dos décadas ha habido una reducción de las tasas de amputación en subgrupos de pacientes

con diabetes y enfermedad arterial periférica, lo que puede atribuirse a la detección precoz de estas patologías y a los programas preventivos. Además, el papel de una carga combinada de la enfermedad puede tener un impacto más fuerte en el riesgo de la amputación comparada con los procesos de la sola enfermedad (Varma, Stineman, & Dillingham, 2014).

El gasto energético y los requerimientos aumentan significativamente después de una amputación, y están directamente relacionados con el nivel de amputación: cuanto más alto o más proximal es el nivel de amputación, más energía se requiere para ambular con una prótesis. Los amputados bilaterales tienen el mayor requerimiento energético, por lo que en estos casos una silla de ruedas proporciona un modo más rápido y más efectivo de movilidad. Por todo esto, es que la etiología también juega un papel en la cantidad de energía que gastan los amputados. Para las amputaciones que se producen por trauma, los pacientes son a menudo más jóvenes y más sanos, por lo que su nivel de actividad inicial es más alto y pueden compensar mejor, reduciendo la cantidad de energía necesaria para usar su prótesis, en cambio, en las amputaciones que se producen por una enfermedad vascular, el nivel basal de actividad es mucho menor y, por lo tanto, el requerimiento de energía es a menudo más alto porque estos pacientes no compensan tan bien desde un punto de vista cardiovascular y de resistencia (Meier III & Melton, 2014).

2.1.5. Niveles de amputación

Las amputaciones se clasifican en niveles específicos. En primer lugar, se dividen en amputaciones unilaterales de miembro superior y de miembro inferior, y en amputaciones bilaterales. Para nuestro interés, las amputaciones unilaterales de miembro inferior se dividen por nivel, desde proximal a distal, en hemipelvectomía, desarticulación de cadera, transfemoral, desarticulación de rodilla, transtibial, desarticulación de tobillo y pie (Meier III & Melton, 2014).

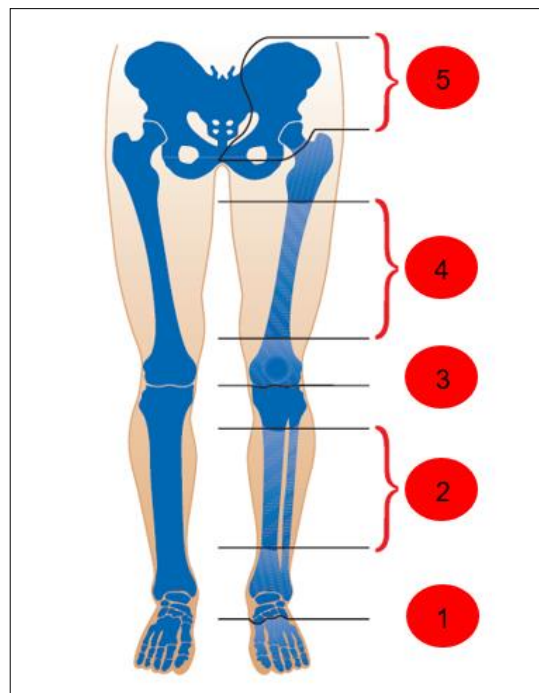


Figura 1: Niveles de amputación de miembros

1: Desarticulación de tobillo y pie. 2: Transtibial. 3: Desarticulación de rodilla. 4: Transfemoral. 5: Hemipelvectomía/desarticulación de cadera.

Fuente: Bock, 2000.

2.1.6. Clasificación funcional

Los Centros de Servicios de *Medicare* y *Medicaid* (CMS) han publicado un sistema de clasificación funcional para individuos con amputaciones, para guiar la prescripción de miembros protésicos basándose en las capacidades funcionales reales o potenciales de la persona (Lovegreen, y otros, 2016).

La guía divide la movilidad funcional en cinco categorías y proporciona recomendaciones para la prescripción de componentes protésicos basados en la categoría de movilidad funcional. Estas cinco categorías han sido denominadas como Niveles de Clasificación Funcional de *Medicare* (MFCL), Modificadores del Nivel K o Niveles de Índice Funcional (Meier III & Melton, 2014).

Aunque la determinación de la categoría de movilidad funcional de los amputados debe basarse, en la medida de lo posible, en hallazgos clínicos objetivos, la clasificación también permite el juicio clínico del médico o equipo de prescripción para predecir el nivel funcional anticipado del nuevo amputado una vez que estén en forma (Lovegreen, y otros, 2016).

Nivel de Índice Funcional	Descripción	Pies protésicos recomendados
K0	No tiene la capacidad o el potencial de moverse o transferirse con seguridad o sin ayuda, y una prótesis no mejorará la calidad de vida o la movilidad.	Ninguno para la función, potencial para prótesis cosméticas.
K1	Tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o ambulación para distancias del hogar en superficies niveladas con una cadencia fija. Típico del ambulatorio doméstico limitado e ilimitado.	Convencionales
K2	Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación con la capacidad de atravesar las barreras del entorno de bajo nivel, tales como soleras, escaleras o superficies irregulares con una cadencia fija. Típico del ambulatorio comunitario limitado.	Convencionales y ESAR
K3	Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación en distancias comunitarias ilimitadas con la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales con una cadencia variable. Típico del ambulatorio comunitario que tiene la capacidad de tener actividades vocacionales, terapéuticas o de ejercicio que exigen el uso de prótesis más allá de la locomoción simple.	Convencionales y ESAR
K4	Tiene la capacidad o el potencial para la ambulación protésica que excede habilidades básicas de la ambulación, exhibiendo alto impacto, tensión, o niveles de energía. Típico de las demandas protésicas del niño, del adulto activo, o del atleta.	ESAR y Accionados

Figura 2: Descripciones de MFCL y recomendaciones de pies protésicos para cada nivel
Fuente: adaptado de Lovegreen, y otros, 2016; Meier III & Melton, 2014.

2.2. Amputación transtibial

Entre las amputaciones de miembro inferior, la más común es la amputación transtibial. El hecho de que la articulación de rodilla se mantenga intacta en las amputaciones transtibiales hace que sea preferible a las amputaciones más proximales, como la amputación transfemoral, por ejemplo. La presencia de la rodilla hace que el uso de la prótesis sea mucho más conveniente, práctico y económico para los amputados transtibiales (Powelson & Yang, 2012).

Por lo tanto, siempre que sea posible, un cirujano querrá conservar una rodilla sana, ya que proporciona al amputado transtibial (ATT) muchas ventajas funcionales que no están disponibles para aquellas personas que han sido sometidas a una amputación femoral o a una desarticulación de rodilla. Una rodilla sana no solo proporciona la fuerza necesaria para realizar actividades como subir y bajar escaleras, sino que es fundamental para mantener el equilibrio general al realizar transferencias como sentarse y levantarse, acostarse y levantarse de una cama, y además capacita al amputado para avanzar, aminorar la marcha y caminar por terrenos no llanos como pendientes y escaleras (Smith, 2003).

2.2.1. Rehabilitación

Los resultados ideales para los amputados son mejor logrados por un equipo multidisciplinario, el que tiene como meta volver a la independencia y al más alto nivel de función al amputado. Es crucial que el equipo multidisciplinario identifique y aborde las posibles barreras que impiden el uso eficaz de una prótesis, entre ellas destacan el dolor, la depresión y la poca aceptación de los cambios experimentados como resultado de la amputación (Meier III & Melton, 2014).

2.2.2. Prescripción protésica

Se deben considerar múltiples factores para determinar si un paciente es candidato apropiado para una prótesis, entre ellos se incluyen la resistencia cardiovascular, el nivel de amputación, la capacidad cognitiva, los objetivos de movilidad y las comorbilidades del paciente (Meier III & Melton, 2014).

Son elementos esenciales de una prescripción protésica el encaje, suspensión, pilón, pie, unidad de rodilla si hay desarticulación de rodilla, articulación de cadera si hay desarticulación de cadera o superior, y extras como rotadores o cubiertas cosméticas. Dependiendo del nivel de la amputación y de los objetivos funcionales del individuo con la amputación, no se requerirán todos los elementos previamente mencionados (Zambudio, 2009).

Con la prescripción protésica, el énfasis debe estar en identificar la clase más adecuada de componentes protésicos para lograr las metas funcionales del paciente. Durante el proceso de prescripción protésica, debe reconocerse que muchos factores influyen en qué componentes específicos deben ser seleccionados para cada paciente. En primer lugar, están los factores intrínsecos del paciente como sus nuevas características y aptitudes físicas luego de la amputación, y, en segundo lugar, están las variables como la durabilidad de la prótesis, la fiabilidad, la cosmética y el costo, que deben ser parte de la

evaluación para determinar la prescripción protésica ideal (Lovegreen, y otros, 2016).

En última instancia, la determinación de la prescripción de la prótesis debe ser una decisión de equipo que involucre al médico, al protésico, al terapeuta y, lo más importante, al paciente. El objetivo es educar a los pacientes y sus familias sobre opciones razonables y disponibles, y sus ventajas y desventajas para que los pacientes puedan contribuir a una decisión informada (Lovegreen, y otros, 2016).

2.3. Prótesis transtibial

La función de una prótesis puede variar de puramente estética a una necesidad funcional para un paciente al recuperar su independencia para la realización de actividades de la vida diaria. En el caso de una prótesis transtibial, el amputado estará equipado con una prótesis que le permitirá realizar una caminata normal después de un período de rehabilitación (Salinas & Cohí, 2009).

En las últimas décadas, varios investigadores han examinado la marcha protésica en términos de cinemática, cinética y gasto energético, concluyendo que las características de una prótesis transtibial influyen directamente en el

patrón de marcha y, por lo tanto, se debe prestar mucha atención al reemplazo protésico de parte del miembro amputado (Powelson & Yang, 2012).

2.3.1. Desviaciones de la marcha

La marcha humana normal puede parecer simple y sin esfuerzo para el observador casual. Sin embargo, es un fenómeno complejo y su comprensión requiere de un sólido conocimiento de los principios biomecánicos. La valoración de la marcha normal es esencial para la evaluación y manejo de las desviaciones de la marcha observadas en los individuos con amputaciones que ambulan con el uso de miembros protésicos (Zambudio, 2009).

Aunque son menos dramáticas que las que se ven con prótesis transfemorales, hay una serie de desviaciones asimétricas de la marcha que históricamente se consideran "normales" para la población amputada transtibial. Estas desviaciones se mencionan a continuación:

1. Longitud desigual de la zancada.
2. Flexión abrupta de rodilla en respuesta a la carga.
3. Flexión de rodilla ausente en respuesta a la carga.
4. Efecto "pistón" visible.
5. Inestabilidad frontal de rodilla.

6. Flexión lateral de tronco.
7. Elevación temprana/tardía del talón.
8. Carga súbita del miembro indemne.
9. “Salto” del lado indemne (Lovegreen, y otros, 2016).

2.3.2. Partes de la prótesis transtibial

Una prótesis estándar para un ATT generalmente está compuesta de cuatro componentes principales:

1. Encaje: se encarga de transmitir las fuerzas entre el miembro residual y la prótesis.
2. Sistema de suspensión: está diseñado para soportar la prótesis durante la fase de oscilación del ciclo de la marcha y cuando no hay peso sobre la prótesis.
3. Pilón: es el intermediario que transmite las fuerzas entre el encaje y el pie protésico, y que también compensa la longitud del miembro perdido debido a la amputación.
4. Pie protésico: está unido al extremo distal de la prótesis, puede adoptar la forma de muchos diseños diferentes, que van desde un bloque de madera hasta un pie de alta velocidad de fibra de carbono altamente sofisticado (Powelson & Yang, 2012).

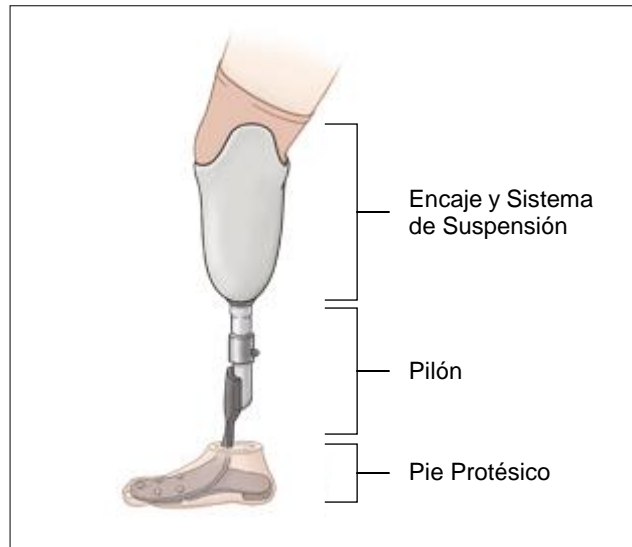


Figura 3: Partes de una prótesis transtibial
Fuente: adaptado de © 2017 Fairview Health Services, 2017.

2.4. Pie protésico

El pie protésico es de especial importancia en la prótesis transtibial. Sus funciones son transmitir las fuerzas de reacción del suelo al resto de la prótesis, amortiguar el impacto del pie y contrarrestar la ausencia de las articulaciones anatómicas del pie y tobillo. Además, el pie protésico es un elemento fundamental en las prótesis de miembro inferior, pues suple la falta de musculatura flexora plantar, que es la encargada de provocar la deceleración de la caída del pie en el momento de contacto con el suelo y de facilitar la progresión del miembro inferior en el momento del despegue del pie del suelo (Salinas & Cohí, 2009).

La conducta estática y dinámica de las prótesis está determinada por las peculiaridades en la construcción de las mismas y por sus características funcionales. El pie protésico debe cumplir con grandes exigencias, motivo por el cual en su construcción se utilizan materiales especialmente resistentes al desgaste, y articulaciones libres de mantenimiento, que pesen lo menos posible (Bock, 2000).

Para el ATT, el mayor reto es la sustitución del complejo tobillo-pie. La pérdida anatómica de estos segmentos lleva consigo la pérdida de sus funciones principales como la adaptación, la amortiguación y el movimiento. El pie es capaz de ajustarse a superficies irregulares y variadas, por lo que se puede pasar del cemento a la grava y seguir caminando a un ritmo constante, pues el pie percibe cuándo se producen cambios en la superficie y responde rápidamente a las señales nerviosas que recibe para adaptarse a ellas (Smith, 2003). Esta habilidad que posee el pie para distinguir las posiciones y las superficies se denomina propiocepción, la cual se define como la conciencia subconsciente y consciente de la situación espacial y mecánica de la estructura músculo esquelética, incluyendo el sentido de la posición articular, del movimiento, la percepción de la fuerza y el esfuerzo. Por lo tanto, la propiocepción es la que indica la relación del pie con el suelo durante la marcha, si el suelo se inclina hacia arriba o hacia abajo y si está duro o blando, resbaladizo o seco, áspero o liso (Way Tong Chu, 2016).

En las últimas décadas, los investigadores han estudiado profundamente la marcha patológica y no patológica, en términos de cinemática, dinámica y gasto energético, para comprender la función del tobillo humano durante la marcha. Los análisis de marcha han demostrado que, al caminar, un tobillo sano produce sustancialmente más trabajo que cualquier otra articulación de los miembros inferiores, ya que solo los músculos del tobillo producen en promedio 540% más trabajo de lo que almacenan durante la marcha. Por lo tanto, la sustitución de la generación de energía en el tobillo es uno de los mayores retos en la replicación de marcha no patológica por medio de prótesis (Cherelle, y otros, 2014).

Estos esfuerzos han resultado en el desarrollo de nuevos dispositivos protésicos de miembros inferiores con el objetivo de elevar el llamado nivel 3C, que consiste en control, comodidad y cosmética, de los amputados. Gracias a los avances tecnológicos en ingeniería y mecatrónica, los retos en el campo de la prótesis se han convertido en una importante fuente de interés para los roboticistas (Cherelle, y otros, 2014). Actualmente existe una amplia variedad de pies protésicos disponibles comercialmente, hechos de variados materiales y producidos por numerosos fabricantes (Lovegreen, y otros, 2016).

En cuanto a la prescripción de un pie protésico, la elección del pie adecuado estará condicionada por factores como el lugar de residencia del

paciente (ciudad, campo, etc.), acceso a la vivienda (escaleras, ascensor, rampa, etc.), recursos económicos del paciente o de la entidad que gestiona el gasto, disponibilidad del pie protésico, y conocimiento y experiencia por parte del amputado, del prescriptor y del técnico ortoprotesista del comportamiento de cada tipo de pie. No obstante, debe realizarse la elección basándose en el conocimiento de la evaluación de los resultados de la tecnología médica protésica, apoyándose en la información disponible, en el análisis de la bibliografía, y luego tomar la decisión clínica. Todo ello es de gran importancia, sobre todo si se realiza un análisis de rentabilidad para obtener buenos resultados con la prótesis (Salinas & Cohí, 2009).

2.4.1. Clasificación de los pies protésicos

Hasta los años 80, el enfoque en el diseño de pies protésicos era tratar de restaurar el caminar básico y permitir al amputado cumplir con las tareas básicas. Luego las prótesis evolucionaron, pero aún seguían siendo muy básicas, lo que permitió que las futuras prótesis se centraran en el peso y la funcionalidad. Impulsados por el deseo de los amputados de caminar más naturalmente, reducir el costo metabólico e incluso en algunos casos practicar deportes, los pies protésicos mejoraron significativamente en las últimas décadas. Hoy en día, hay disponibles numerosos pies protésicos en el mercado para individuos con amputación transtibial; cada dispositivo destinado a elevar el

mencionado nivel 3C con características ligeramente diferentes (Cherelle, y otros, 2014).

En los últimos años se han propuesto diversos sistemas de clasificación para pies protésicos, algunos basados en el material con que están fabricados, otros basados en los grados de libertad que poseen, e incluso basados en su evolución a través del tiempo (Lovegreen, y otros, 2016; K Singh, 2012; Salinas & Cohí, 2009). Para los propósitos de esta revisión, se clasificó a los pies protésicos según su principio de accionamiento en convencionales, de almacenamiento y retorno de energía (*ESAR*) y accionados (LeMoyne, 2016; Cherelle, y otros, 2014).

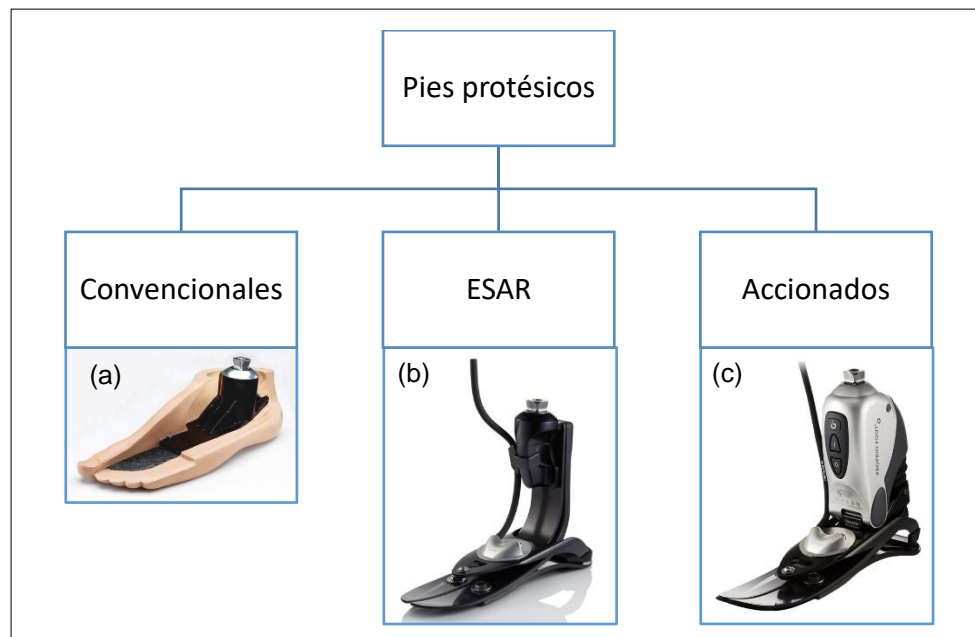


Figura 4: Clasificación de pies protésicos basada en el tipo de accionamiento, con un ejemplo de cada uno. Pie *SACH* con pirámide de titanio, (b) pie *Vari-flex* (c) pie *Proprio*. Fuente: adaptado de LeMoyne, 2016; Cherelle, y otros, 2014.

La categorización de algunos pies se ve dificultada por el hecho de que muchos modelos han comenzado a incorporar características de múltiples diseños. Además de complicar la clasificación, esto también hace que sea difícil analizar de manera objetiva y comparar con precisión grandes grupos de prótesis, porque en última instancia, cada prótesis es esencialmente única. Con el fin de entender la intención detrás de los diseños de muchos de estos pies protésicos, primero es necesario comprender la biomecánica del pie natural (Powelson & Yang, 2012).

El pie es el eslabón más distal del miembro inferior, conectando el organismo con el medio que lo rodea. Es la base de sustentación del aparato locomotor y gracias a su peculiar biomecánica tiene la capacidad de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y de las características del terreno en que se mueve (Viladot, 2003).

El pie y el tobillo son un complejo sistema compuesto por 26 huesos, 33 articulaciones y más de 100 músculos, tendones y ligamentos. Esta disposición intrincada permite que el pie no sólo rote en los tres planos, sino que también se adapte a superficies irregulares y terrenos accidentados sin dificultad durante la marcha (Psarras, Mertyri, & Tsaklis, 2016).

Debido a que los ejes mecánicos de movimiento de las articulaciones en el pie no son perpendiculares a los planos cardinales, sus movimientos ocurren en los tres planos. La dorsiflexión es la rotación del pie hacia la superficie dorsal (superior) del pie alrededor del eje frontal en el plano sagital, mientras que la flexión plantar es la rotación del pie a lo largo del mismo eje, pero hacia la superficie plantar (inferior) del pie. La supinación, también conocida como inversión, se produce alrededor del eje sagital en el plano frontal y representa la rotación del pie lejos de la línea central del cuerpo, mientras que la pronación, a veces llamada eversión, es la misma que la supinación, excepto que el pie gira hacia la línea central. La abducción y la aducción son rotaciones alrededor del eje longitudinal en el plano transversal hacia afuera y hacia la línea central respectivamente (Powelson & Yang, 2012).

Si bien hay muchas otras articulaciones en el pie que juegan un papel importante al caminar, la mayoría de las prótesis se clasifican por la amplitud de movimiento del tobillo, ya que es, quizás, la articulación más crucial utilizada durante la deambulación. Recientemente ha habido un aumento en el estudio del pie humano y cómo funciona durante la deambulación, particularmente con el propósito de diseñar mejores prótesis (Powelson & Yang, 2012).

2.4.1.1. Convencionales

Antes de principios de los años 80, la mayoría de los pies protésicos fueron diseñados con el objetivo de restaurar el caminar básico y las tareas ocupacionales simples. Así surgieron los pies llamados convencionales o pasivos, por sus características de accionamiento. Se caracterizan por ser pies básicos indicados principalmente para personas con un nivel funcional K1 y K2 (K Singh, 2012).

El pie protésico convencional más común es el pie *SACH*, que durante años ha sido el estándar de la industria. Fue desarrollado en la Universidad de California a principios de 1950 (Arifin, 2016). *SACH* es un acrónimo de "*Solid Ankle Cushioned Heel*", que en castellano significa "talón acolchado con tobillo sólido", el cual hace referencia a una cuña de talón compresible que proporciona una "pseudo flexión plantar" después del apoyo del talón. El pie *SACH* es ligero, barato y duradero, lo que lo convierte en uno de los pies protésicos más comúnmente prescritos (K Singh, 2012). Fue desarrollado en la década de 1950 y ha caído por detrás de sus competidores en la capacidad de replicar de manera efectiva la marcha humana. No hay partes móviles, por lo tanto, es el pie con menor rango de movimiento (ROM) (Powelson & Yang, 2012).

El pie *SACH* simula biomecánicamente la flexión dorsal y flexión plantar a través de la amortiguación en el talón, sin embargo, la quilla rígida del pie proporciona un movimiento limitado por lo que no ofrece ninguna capacidad de adaptación a superficies irregulares, es por esto que se prefiere para deambular por terrenos generalmente planos, para los cuales el movimiento completo de un pie biológico no es estrictamente necesario. La acción de resorte del antepié es pequeña comparada con pies más actuales, y disminuye a medida que el material envejece y se deteriora. También son una buena opción para jóvenes amputados, ya que estos requieren cambios frecuentes en las prótesis debido al crecimiento, y el bajo costo de los *SACH* hace que sean una opción económica. Por otra parte, niños y adultos los prefieren para actividades en agua, industriales o mecánicas (O'Brien, 2014; Powelson & Yang, 2012).

El pie *Jaipur* se ha caracterizado por ser duradero y económico. Este pie fue desarrollado en la India en 1968 por la empresa *Bhagwan Mahaveer Viklang Sahayata Samiti* (BMVSS), como respuesta al pie *SACH*. BMVSS es la organización sin fines de lucro más grande del mundo, beneficiando a más de 1,3 millones de personas con discapacidades físicas en todo el mundo. A diferencia del pie *SACH*, que tiene una quilla rígida, el pie *Jaipur* permite a los usuarios ponerse en cuclillas, sentarse con las piernas cruzadas, caminar a través del barro y sobre terreno accidentado, ya que fue creado para pacientes

que viven en el medio rural y con escasos recursos económicos (Salinas & Cohí, 2009).

Está fabricado en caucho vulcanizado, material que posee una alta resistencia al desgaste, pues fue diseñado para ser usado descalzo o con zapatos, y además imita la apariencia de un pie biológico (Olesnavage, 2014). Si bien su uso está muy extendido en países en vías de desarrollo, especialmente del continente asiático, no se usa en países occidentales desarrollados (Salinas & Cohí, 2009).

A finales de 1970 se crea el pie *SAFE*, el cual permite cierta inversión y eversión a través de una quilla flexible, en lugar de la quilla rígida del pie *SACH* (Seymour, 2002). *SAFE* es un acrónimo de "*Solid Ankle Flexible Endoskeletal*", que en castellano significa "endoesqueleto flexible con tobillo sólido". Esta flexibilidad ofrece al usuario una cantidad limitada de inversión y eversión, así como una transferencia más suave que las prótesis de quilla rígida (Powelson & Yang, 2012). Esto proporciona una mayor capacidad para acomodarse a las irregularidades del terreno, pero el movimiento es todavía limitado y no proporciona la capacidad de almacenamiento de energía (Lovegreen, y otros, 2016).

El pie *SAFE* es ideal para usuarios con niveles de actividad de ambulación de bajos a moderados, pues los usuarios activos pueden encontrar que es demasiado flexible, especialmente al caminar a velocidades más altas de lo normal (Powelson & Yang, 2012).

Tanto el pie *SACH* como el *SAFE* están fabricados con espuma de uretano o neopreno crepé, moldeados sobre un núcleo de madera y modelados para asemejarse estrechamente a un pie humano. Debido a que estos modelos no presentan partes movibles, ambos están virtualmente libres de mantenimiento (Sabolich, 2000).

El siguiente pie en surgir, fue el pie *Uniaxial*. Este pie introduce una articulación en la localización del tobillo, esto permite la flexión plantar y dorsiflexión, lo que conlleva una reducción de los momentos de flexión en la rodilla durante la deambulación, proporcionando así una mayor estabilidad. Es por esta razón que es uno de los pies preferidos para aquellos que requieren estabilización de rodilla, como ancianos, amputados transfemorales o aquellos con miembros residuales cortos. La adición de este eje de rotación permite al usuario desplazarse hacia arriba y abajo sobre superficies inclinadas, tales como rampas. Sin embargo, no está indicado para atravesar terrenos irregulares, ya que la falta de supinación y pronación hace que los torques se transmitan desde la prótesis hacia el miembro residual. La principal desventaja de este diseño es

que el movimiento que permite se logra a través del uso de mecanismos y articulaciones mecánicas, esto aumenta el peso, el costo y la cantidad de mantenimiento requerido para mantenerlo funcionando apropiadamente (Powelson & Yang, 2012).

El siguiente hito en el campo de la prótesis fue la aparición de los pies *Multiaxiales*, esto debido a que además de permitir el movimiento en el plano sagital, también permiten el movimiento en los planos frontal y transversal. Esta habilitación del movimiento en el plano frontal fue crítica para permitir que los amputados deambularan por terrenos desiguales, pues la supinación y pronación del pie les permitió permanecer estables mientras caminaban en una pendiente perpendicular a su elevación (Salinas & Cohí, 2009).

Aunque la rotación transversal no es un movimiento anatómico del tobillo, se piensa que estos pies, al estar dotados de ella, pueden reducir las fuerzas de cizallamiento que se transmiten al muñón. También permite que el amputado se incline a su izquierda o derecha sin someter su miembro residual a un estrés indebido. Esta mejora en la amplitud de movimiento hizo al pie *Multiaxial* ideal para usuarios activos que a menudo tienen que deambular por terrenos irregulares, ajustar su velocidad de marcha durante la deambulación, o que requieren pivotar rápidamente (Salinas & Cohí, 2009).

Las desventajas de este diseño son similares a las del pie *Uniaxial*, con respecto al aumento de peso y mantenimiento requerido. Ejemplos de pie *Multiaxial* ampliamente comercializados son el *College Park*, *Blatchford/Endolite*, *Otto Bock Greissinger* y *Ohio Willow Wood Earthwalk2* (Powelson & Yang, 2012; Salinas & Cohí, 2009).

2.4.1.2. Almacenamiento y retorno de energía (ESAR)

ESAR es un acrónimo de "*Energy Storage and Return*", que en castellano significa "almacenamiento y retorno de energía". El pie *ESAR* también puede denominarse pie con almacenamiento de energía, respuesta dinámica o pies protésicos de respuesta elástica dinámica (Salinas & Cohí, 2009). Se define a este pie como un pie protésico diseñado con un talón flexible, el cual almacena energía cuando se le aplica peso y libera esta energía cuando el peso se transfiere al otro pie (© Amputee Coalition of America, 2008).

El pie *ESAR* busca el balance entre la rigidez y la flexibilidad, tratando de imitar las propiedades únicas que presenta un pie indemne (Viladot, 2003). La comodidad y respuesta de este tipo de pie pueden ser valiosas para permitir que un usuario de prótesis avance desde un nivel de actividad mínima, hasta un nivel de actividad moderado (Sabolich, 2000).

Los pies *ESAR* están fabricados con materiales flexibles, como plástico o fibra de carbono, que proporcionan la capacidad de absorber y almacenar energía potencial y cinética que se produce en el apoyo de talón, debido a la aceleración y carga del cuerpo durante la marcha, para liberarla después en el despegue del talón, dando así al usuario parte de la respuesta activa de un pie biológico (Powelson & Yang, 2012).

En un pie *ESAR* los porcentajes de retorno de energía pueden alcanzar un 90% o más (Sabolich, 2000). Cuanto más largo es el resorte del pie, más energía se devuelve al paciente para proporcionar el empuje. Este rendimiento energético es a menudo comercializado por los fabricantes como un medio para reducir el costo de energía al caminar. Sin embargo, aunque a menudo se afirma que los pies *ESAR* reducen el consumo de energía de los usuarios, las comparaciones objetivas de gasto de energía metabólica al usar un *ESAR* frente a un pie convencional no apoyan necesariamente esta afirmación. Un ejemplo es una revisión realizada en el 2002, en donde de nueve estudios recopilados, sólo tres encontraron una disminución en el consumo de energía al utilizar un pie *ESAR*. Sin embargo, los resultados de estos tres estudios pueden haberse comprometido debido a factores como el pequeño tamaño de la muestra, el tiempo corto de muestreo o el uso de pies experimentales no disponibles aún en el mercado (Hafner, y otros, 2002).

El uso de un *ESAR* puede aumentar el rendimiento de la marcha de los usuarios frente a un pie convencional. Se han llevado a cabo una serie de estudios para probar esta teoría comparando parámetros de la marcha tales como longitud de la zancada y cadencia (Sabolich, 2000).

En la revisión mencionada anteriormente, realizada en el 2002, se observó un aumento en todos los parámetros, pero se desconoce si estos aumentos fueron clínicamente significativos. Compararon nueve estudios tabulando un aumento medio de velocidad de marcha autoseleccionada del 4,7%, pero se cree que la variabilidad diaria de una persona puede ser de hasta un 7,1% promedio. Del mismo modo, revisaron cinco estudios de cadencia, encontrando un aumento promedio del 2,1%, mientras que la variabilidad diaria fue de 3,4%. El único parámetro en el que se observó un aumento sobre la variación diaria fue en la longitud de la zancada. En siete estudios de longitud de la zancada, el incremento medio fue de 3,3% y la variación diaria fue del 3,0%. Mientras que estos pequeños aumentos sobre el pie convencional pueden ser rechazados por algunos como insignificantes, los amputados pueden encontrar beneficios sustanciales en ellos. Estos autores utilizaron una velocidad media de 75,4 m/min y una longitud media de zancada de 1,34 m para calcular que un amputado usando un pie *ESAR* en poco más de 3 horas de caminata al día puede recorrer 0,63 km adicionales con 456 menos zancadas que usando un pie convencional, lo que se traduce en casi 500 impactos menos en el miembro

residual por día. Los cambios en el aumento de distancia recorrida y disminución de los impactos podrían ser aún más significativos en usuarios más activos (Hafner, y otros, 2002).

Si bien, estadísticamente los datos pueden indicar que hay poco o ningún beneficio en el uso de un *ESAR* sobre un pie protésico convencional, las opiniones subjetivas de los usuarios son abrumadoramente a favor del pie *ESAR*. En la revisión citada previamente, los amputados creían que el uso de un *ESAR* mejoraba su marcha, aumentaba su amplitud de movimiento y causaba menos dolor, por otro parte, la única categoría en que los usuarios encontraron el *ESAR* más perjudicial frente a un pie convencional, fue al caminar cuesta abajo (Hafner, y otros, 2002).

Algunos modelos de pie *ESAR* incluyen mecanismos amortiguadores para absorber las fuerzas verticales de reacción del suelo y reducir las fuerzas que se transfieren al miembro indemne del paciente, además de mecanismos que permiten la adaptación del pie para poder caminar por terrenos irregulares. Estas características hacen a los pies *ESAR* ideales para aquellas personas que necesitan variar la velocidad al caminar, cambiar de dirección rápidamente o caminar largas distancias, por lo que generalmente están indicados para pacientes con nivel K3 y K4. Además, proporcionan un ROM más similar a la marcha humana y un paso más simétrico (© Amputee Coalition, 2015).

En cuanto al diseño de los pies *ESAR*, algunos modelos cuentan con un diseño de punta dividida que aumenta la estabilidad y le permite al usuario imitar los movimientos de inversión y eversión del tobillo humano, mientras que otros modelos incluyen una funda cosmética para imitar la apariencia del pie biológico, las cuales están disponibles en variados tonos según cada fabricante (© Amputee Coalition, 2015).

El primer pie *ESAR* fue el pie *Seattle Lightfoot*, el cual fue desarrollado en 1981 con el objetivo de proporcionar al amputado la capacidad de ejecutar y participar en actividades deportivas. Fue el primer pie en utilizar la tecnología de almacenamiento y retorno de energía, y aún se mantiene relevante por su función básica y de bajo costo. El pie *Seattle Lightfoot* incorporó una quilla flexible dentro de una cubierta de poliuretano; esta quilla se flexiona cuando está cargada, actuando como un resorte elástico, devolviendo parte de la energía almacenada al amputado durante la marcha (O'Brien, 2014; K Singh, 2012).

Algunos fabricantes siguieron una estrategia similar a la del pie *Seattle Lightfoot*, e incorporaron una quilla flexible rodeada de espuma y/o una cubierta de poliuretano. Ejemplos de pies con esta estrategia son el *Dynamic Plus*, *CWalk*, *Carbon Copy* y otros. Los pies mencionados previamente son considerados *ESAR* tempranos, los que devuelven una parte del trabajo de entrada (proporcionado por el peso del cuerpo para cargar el "muelle" de

compresión) al amputado durante la marcha, sin embargo, la energía perdida en el sistema como resultado de la fricción permanece alta y se disipa en forma de calor y sonido (K Singh, 2012).

El pie *Seattle Lightfoot* abrió la puerta para el avance más influyente en tecnología de prótesis hasta la fecha, los pies de carbono con almacenamiento de energía, los que mantiene las características del pie *Seattle Lightfoot*, pero con un diseño mejorado (O'Brien, 2014). El diseño de esta nueva línea de pies tiene la forma de una "J", que proporciona una absorción importante en el apoyo del talón, recolecta energía desde el golpe de talón inicial a través del apoyo medio y retorna esa energía en la posición terminal a través de toda la energía congregada desde la fase de apoyo medio a la fase de oscilación (Young, 2014). En su diseño, se agrega el "dedo pulgar separado" de la mayoría de las quillas, lo cual permite una mejor adaptación medio/lateral en el terreno y un vuelco más natural desde el talón al dedo del pie, ya que, en la locomoción humana normal, el vuelco comienza en el apoyo del talón, progresa a través del borde lateral y termina medialmente empujando desde el dedo gordo del pie (Young, 2014).

La empresa que inició la tecnología de pies de carbono con almacenamiento de energía fue *Flex Foot Inc.* en 1984, generando una nueva línea de pensamiento y productos, los que todavía son utilizados por un 90% de los atletas paralímpicos. Fue así, que en 1987 *Flex-Foot Inc.* presentó la prótesis

Flex-Foot, diseñada con un vástago de fibra flexible 100% de carbono y un resorte en el talón. Este dispositivo difiere de los demás, ya que permite que toda la prótesis, en lugar de únicamente la parte del pie, se flexione, almacene y devuelva la energía al amputado (K Singh, 2012).

En 1988 la compañía Springlite Inc. desarrolló un pie protésico similar al *Flex-Foot*, llamado *Springlite Advantage DP*, el cual consiste en un pilón de epoxi/carbono capaz de flexionarse durante la aceptación del peso corporal, pero es un concepto único de una sola pieza. Sin embargo, a pesar de que es de uso común, ha recibido poca atención en la literatura. Actualmente, se encuentran en el mercado diseños sofisticados como *Flex-Foot Axia*, *Modular II* y *Flex-Sprint II*, los que poseen propiedades de rendimiento mejoradas en comparación con el *Springlite Advantage DP* (K Singh, 2012).

El pie *C-Walk Otto Bock 1C40*, más conocido como *C-Walk*, es una de las prótesis *ESAR* más nuevas del mercado. Las principales características de este pie protésico incluyen los elementos de resorte de plástico reforzado con fibra de carbono y un muelle de control. Las ventajas especiales de su construcción son el efecto de muelle que se produce al apoyar el talón, su rotación armónica y la devolución de energía. Debido a su diseño único, el *C-Walk* le permite a los amputados transtibiales caminar cómodamente a velocidades de marcha lentas, por lo que permite su uso en actividades

recreativas. El *C-Walk* es uno de los modelos que incorpora adicionalmente una funda estética para imitar la apariencia del pie biológico (Bock, 2000; Hsu, Nielsen, Lin-Chan, & Shurr, 2006).

Para actividades específicas a veces se necesitan pies protésicos con características especiales; así, por ejemplo, para quienes practican atletismo y realizan carreras de distancias cortas, el pie más indicado para el impulso es un modelo llamado *Flex-Foot Cheetah*, el que provee una excelente respuesta elástica dinámica y propulsión activa hacia delante. En la práctica del deporte, especialmente para la carrera, el paradigma de todos los elementos protésicos es el pie. Para la práctica del golf se utilizan mecanismos rotacionales, que se transmiten desde el muñón hasta el pie. La elección de los mecanismos protésicos adecuados a la actividad que quiera llevar a cabo el paciente hace que sea necesario conocer los distintos pies existentes para adaptarlos a dicha actividad y a su tipo de prótesis (O'Brien, 2014; Salinas & Cohí, 2009).

La comodidad y la capacidad de respuesta de un pie *ESAR* pueden animar a un individuo a pasar de un nivel de actividad más moderado a un nivel de actividad más alto, dada la sensación más natural de caminar con este tipo de pie protésico (© Amputee Coalition, 2015).

Es muy difícil determinar cuál es el mejor pie *ESAR* dentro de estos grupos, pues no existen estudios concluyentes al respecto (O'Brien, 2014).

2.4.1.3. Accionados

Un tipo de pie protésico que se ha convertido en el foco de investigación y desarrollo en aumento recientemente es el pie protésico accionado, también conocido como prótesis motorizada, robótica, biónica o controlada por microprocesador (Powelson & Yang, 2012). Este tipo de pie se define como un dispositivo mecánico con uno o más componentes activos, usados para estabilizar el pie o para proporcionar propiedades de empuje activo (pies propulsivos) al individuo con amputación transtibial (Cherelle, y otros, 2014).

En los pies protésicos accionados el principio de accionamiento es energía activa asistida por ordenador, lo que proporciona potencia para una flexión dorsal y plantar de tipo activas, y/o propulsión buscando imitar la capacidad natural de los gastrocnemios y sóleo para propulsar el pie humano durante la marcha (O'Brien, 2014).

Las colinas y laderas siempre han presentado un reto para el ATT promedio, por lo que los pies accionados con estas tecnologías son especialmente útiles para deambular en estos terrenos, incluso hay cierta

evidencia que sugiere que este tipo de pie reduce el coste energético en la deambulación. Por lo tanto, gracias a estas características generalmente están indicados en pacientes con nivel funcional K3 o K4, sin embargo, no están cubiertos por la mayoría de las compañías de seguros (Lovegreen, y otros, 2016; O'Brien, 2014).

Al igual que los tipos de pies protésicos previamente discutidos, cada pie accionado es único en diseño y propósito, por lo tanto, es difícil de agrupar en categorías de diseño. Por otra parte, teniendo en cuenta las características del tobillo humano y la replicación total de las mismas mediante los dispositivos protésicos, los investigadores más contemporáneos consideran enfrentar como primer desafío el "imitar el comportamiento total del tobillo humano", en lugar de asegurar el retorno de energía en un instante específico durante la marcha, como se pensaba en décadas pasadas con los pies *ESAR*. Es por esto, que en los últimos años se ha visto el desarrollo de nuevos diseños de pies accionados siguiendo este desafío (K Singh, 2012).

El principal propósito de los pies accionados es accionar activamente el pie, principalmente con la intención de aumentar el rendimiento al superar escaleras, pendientes y obstáculos. Un aspecto importante del pie natural, que estos tipos de prótesis no imitaban, es la fuerza propulsora que el pie ejerce proporcionando un trabajo positivo neto durante la deambulación. Sin embargo,

pese a los esfuerzos de la investigación durante las últimas décadas, la mayoría de los diseños y prototipos de pies accionados han sido modelos atados por ser demasiado voluminosos y pesados para su uso práctico. Por esta razón, actualmente el desafío del diseño es proporcionar suficiente torque durante cada paso, mientras se minimiza el tamaño y el peso de la prótesis, así como asegurar que la fuente de energía sea suficiente para permitir al menos un día de desplazamiento. Por todo esto, hoy en día existe una serie de nuevos diseños que se esfuerzan por cumplir con todos estos objetivos (Powelson & Yang, 2012).

La mayoría de las prótesis transtibiales comercializadas de hoy en día utilizan este principio de accionamiento en sus pies protésicos para proporcionar estabilización al complejo tobillo-pie. Ejemplos representativos de pies accionados son el *Motion and Raize Foot* de la empresa americana *Fillauer*, el *Elan foot* de la empresa británica *Endolite*, y el *Proprio Foot* de la empresa islandesa *Ossur*. Estos tipos de prótesis utilizan un accionamiento hidráulico o eléctrico para proporcionar una cinemática natural de tobillo y una adaptación inteligente al terreno, pero no proporcionan más poder al individuo que el almacenado durante la marcha. Sin embargo, en los últimos años, se han visto avances sorprendentes en el desarrollo de prótesis propulsivas de nueva generación con el potencial de mejorar considerablemente las deficiencias

físicas de los amputados y superar el estigma psicológico, como es el caso del pie protésico *BiOM* de la empresa americana *iWalk* (Cherelle, y otros, 2014).

La evolución en el diseño de los pies protésicos, desde el retorno de energía en los *ESAR* hasta imitar el comportamiento del tobillo en los accionados, fue posible gracias a las mejoras tecnológicas en ingeniería mecánica, software de simulación y diseño asistido por ordenador, tecnología de microcontroladores baratos y miniaturizados, y el reciente desarrollo de nuevos tipos de accionadores, tales como músculos artificiales neumáticos (PAM), accionadores elásticos en serie (SEA), accionadores de rigidez variable (VSA) y accionadores elásticos explosivos (Cherelle, y otros, 2014). Para comprender de mejor forma esta evolución en los pies protésicos accionados, a continuación, se detalla la aparición de los pies más estudiados de esta categoría.

Los factores que inhibían el avance en la tecnología protésica eran uno, la capacidad de crear energía mecánica, y dos, la forma de almacenar y liberar ese poder en una batería fácil de colocar y de peso ligero, sin embargo, la empresa islandesa *Ossur* tomó el riesgo y trabajó con las compañías de seguros para asegurarse de que esta tecnología tuviese la oportunidad de ayudar en las vidas de los amputados en todo el mundo. Y fue así, como *Ossur* lanzó la primera versión de pie accionado en 2007 llamado *Proprio foot*, el cual mantiene las propiedades dinámicas de los pies *ESAR* de carbono, pero además tiene

incorporado un módulo de tobillo capaz de controlar el ángulo de flexión dorsal y plantar del pie, mediante sensores de ángulos y acelerómetros, durante la fase de oscilación para reducir la probabilidad de tropezar con obstáculos, mejorar la adaptabilidad a terrenos irregulares y reducir la necesidad del usuario de sobre compensar con el miembro indemne (Corporate, 2016; Powelson & Yang, 2012).

La próxima generación de tecnología en pies accionados fue lanzada en 2011, y fue nombrado *Power Foot BiOM* de la empresa americana *iWalk*, el cual fue lanzado con la colaboración del *MIT (Massachusetts Institute of Technology)* y la financiación del gobierno de los Estados Unidos (Powelson & Yang, 2012). Como resultado de las bajas en tiempos de guerra, el gobierno de Estados Unidos invirtió decenas de millones de dólares en el desarrollo de estas nuevas tecnologías protésicas para soldados heridos que regresaban a sus casas, dándoles así la oportunidad de reanudar sus vidas, aprovechando oportunidades de carrera tanto en el sector público y privado, incluso, en algunos casos volviendo al servicio activo. La principal mejora en la tecnología del *Power Foot BiOM* fue su capacidad para proporcionar energía activa por primera vez en la evolución del pie artificial, logrando replicar la función de los gastrocnemios y sóleo que proporcionan un empuje al final del ciclo de la marcha. Esto proporciona al amputado la capacidad de tener un avance equivalente de ambos miembros sin depender del miembro indemne para un mayor porcentaje de producción de energía (O'Brien, 2014).

Aunque los pies protésicos accionados pueden coordinar los movimientos del pie y el tobillo automáticamente, no se comunican directamente con el cuerpo. El microprocesador o los pies protésicos de potencia requieren baterías que necesitan ser cargadas diariamente para alimentar el chip, los sensores, los motores y los accionadores. Además, los componentes electrónicos asociadas con los sistemas de microprocesador los hacen más delicados que sus homólogos pasivos. Muchos no se pueden usar en agua o en ambientes muy polvorientos o sucios. Los inconvenientes de estas tecnologías son el peso de las piezas adicionales requeridas por la adición del microprocesador, que, en la mayoría de los casos, duplica la carga del miembro artificial, lo que aumenta los problemas con la suspensión. Los usuarios pueden notar los clics y sonidos mecánicos procedentes de la prótesis, ya que el microprocesador extrapola información y ajusta varios aspectos del tobillo o pie. Al mismo tiempo, el paciente debe ser capaz de manejar cognitivamente el mantenimiento y la carga del pie. Por último, el mayor nivel de tecnología y el diseño más especializado de esta clase de pies protésicos, significa que probablemente sean las opciones más caras del mercado (© Amputee Coalition, 2015).

2.5. Parámetros de estudio

2.5.1. Cinética

La marcha es uno de los movimientos humanos más complejos, por lo que se debe analizar a través de diferentes parámetros de estudio. Durante la marcha intervienen un sinnúmero de fuerzas que permiten la locomoción, y la cinética es la ciencia que se ocupa de estudiar las fuerzas que causan este movimiento, cambian o incluso detienen el movimiento de los segmentos corporales durante esta (Gowitzke & Milner, 1999).

En los análisis cinéticos de la marcha humana, el enfoque de estudio está en las fuerzas entre el pie y el piso. Durante la marcha las fuerzas producidas por el pie en el suelo son contrarrestadas por una fuerza de reacción, la cual es aquella fuerza que ejerce una superficie, como reacción a un cuerpo que ejerce una fuerza sobre ella (Nilsson & Thorstensson, 1989).

Las primeras mediciones de fuerza de reacción del suelo (FRS) se realizaron al colocar una placa de fuerza en el piso. Hoy en día, su medición se realiza mediante sensores de fuerza dispuestos en el suelo, los cuales calculan la fuerza pico anteroposterior, impulsos de frenado y propulsión, FRS vertical y horizontal, y simetría del peso aplicado. Debido a que estos sensores no permiten medir más de un paso a la vez, se han debido utilizar un conjunto de

placas de fuerza unidas a un método de fusión de datos en estudios de marcha continua (Chen, y otros, 2010).

Se han realizado mediciones complejas de marcha humana, a distintas velocidades, al modificar una trotadora mediante la colocación de dos placas de fuerza dispuestas bajo la banda trotadora. Sin embargo, este tipo de medición no permite que en la marcha se incluyan movimientos naturales como giros y cambios de dirección (Verkerke, y otros, 2005).

Algunos estudios han utilizado sensores en los zapatos, para cuantificar los distintos componentes de la marcha en diferentes direcciones y la distribución del componente vertical de la FRS (Bachlin, y otros, 2010; Liedtke, y otros, 2007; Zhang, y otros, 2005). Incluso, se han usado estos sensores para analizar los patrones de carga del tejido blando durante la fase de apoyo de la marcha (Bachlin, y otros, 2010; Zhang, y otros, 2005).

Los estudios que analizan la cinética de la marcha en amputados de miembro inferior, aplican diversos métodos para realizar la medición de la FRS, sin embargo, el método más habitual es aquel que mide la FRS a través de diferentes placas sensibles instaladas fijas al piso (Agrawal, y otros, 2013; De Asha, y otros, 2013; Zmitrewicz, y otros, 2006). Otra forma de medición, que permite controlar la velocidad de la marcha, es aquella que utiliza placas de

medición conectadas a una banda trotadora, por otra parte, se pueden colocar medidores de presión en la interfaz encaje-muñón incorporando una nueva medición que permite determinar la carga aplicada sobre el muñón (Segal & Klute, 2014; Mai, y otros, 2012).

2.5.2. Cinemática

La cinemática es una de las variables más analizadas por los investigadores al momento de evaluar los pies protésicos en los pacientes amputados transtibiales. Ésta se evalúa principalmente durante la marcha, ya sea en terreno llano, al subir y bajar por una pendiente, o al momento de subir y/o bajar escaleras (Fradet, y otros, 2010).

La cinemática corresponde a la parte de la mecánica cuyo objetivo es realizar una descripción matemática del movimiento sin ocuparse de las fuerzas que lo originan. Esta descripción consiste en asociar una función o ecuación que indique la posición del móvil en cada instante del movimiento en relación a un determinado sistema de referencia (Viladot, Lecciones básica de biomecánica del aparato locomotor, 2004).

Para poder obtener los datos cinemáticos de la marcha es necesario llevar a cabo un análisis cuantitativo de esta. Este análisis se realiza en un ambiente formal (laboratorio de marcha) (Murphy, 2014).

Los estudios cinemáticos aportan información sobre el movimiento de los diferentes segmentos corporales, calculan los valores angulares de movimiento articular, ángulos de las articulaciones del cuerpo en los tres planos y detectan la posición, velocidades angulares y aceleraciones angulares de los puntos anatómicos de interés (Zambudio, 2009).

Si bien existen varios métodos cinemáticos para valorar la marcha, el más utilizado es la grabación de video. Dentro de ésta, la captura de movimiento óptico-pasiva es el método más flexible y común usado en la industria del análisis de movimiento. Esta técnica utiliza marcadores retrorreflectantes que son seguidos por cámaras infrarrojas (Vicon Motion Systems Ltd, 2016).

Para obtener una grabación ideal es importante tener presente varios aspectos. Estos son: el contar con trípodes o sistemas de anclaje para las cámaras lo suficientemente estables, ya que este será el punto de referencia del movimiento; una iluminación adecuada; un sistema de transferencia de los datos hacia el ordenador local, en donde se analizarán las imágenes recogidas; y las opciones estándar que pueden ser manipuladas mediante el software de la

cámara como lo son la frecuencia de la imagen, la resolución y la exposición. El óptimo ajuste de estos parámetros facilitará la obtención de la imagen ideal con una definición nítida de los marcadores seleccionados (LeMoyne, 2016).

Otro componente clave del sistema, es el software que integrará los datos entregados por las cámaras y que permitirá procesar los datos, ya sea en 2 o 3 dimensiones (2D o 3D) (Vicon Motion Systems Ltd, 2016).

Los sistemas *VICON* de captura de movimiento son los más utilizados a la hora del análisis de la marcha. En varios estudios que analizan la marcha del ATT se les utiliza (Feya, Kluteb, & Neptunea, 2011; Fradet, y otros, 2010; Vickers, y otros, 2008; Zmitrewicz, y otros, 2006). Estos sistemas de captura de movimiento varían principalmente por el número de cámaras ocupadas según la necesidad de un análisis en 2 o 3 dimensiones. Por ejemplo, se ha analizado la cinemática de la marcha al incorporar tobillos hidráulicos a las prótesis, usando un sistema de ocho cámaras de captura de movimiento para su posterior análisis 3D (De Asha, y otros, 2014).

Un sistema de captura de movimiento en 3D puede ser ventajoso para ciertas circunstancias, pero una grabación 2D es suficiente para el análisis de la marcha, ya que el plano sagital de la marcha de un sujeto representa las características predominantes de interés en todo el ciclo de la marcha (LeMoyne,

2016). Ejemplo es un estudio realizado en el 2008, en donde se analizó la cinemática de la articulación del tobillo, la rodilla y la cadera sólo en el plano sagital (Vickers, y otros, 2008).

Si bien el sistema óptico pasivo es el más utilizado y preciso a la hora de analizar la cinemática de la marcha, este presenta dos fuentes principales de error. La primera es la dificultad para determinar la antropometría del sujeto individual (conocido como la calibración del modelo). Esto tiene dos aspectos, la colocación de marcadores con precisión con respecto a los puntos anatómicos específicos y la determinación de la ubicación de los centros articulares (y otras características anatómicas) en relación con estos marcadores. Y la segunda fuente de error, es el grado de movimiento de la piel, el músculo y otros tejidos blandos en relación con los huesos que se produce durante la marcha, lo que haría variar la ubicación de los marcadores (Baker, 2006).

2.5.3. Gasto energético

El gasto energético (GE), se define como un proceso de producción de energía a partir de la combustión de sustratos energéticos (hidratos de carbono, lípidos, proteínas y alcohol), en la que hay consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono. También puede definirse como gasto energético total (GET),

para referirse a la energía requerida por el organismo diariamente para mantener sus funciones orgánicas y vitales (Volp, y otros, 2011).

El GET está determinado por tres componentes principales: gasto energético basal, gasto debido a la actividad física y finalmente el gasto debido al efecto térmico de los alimentos (Garland, y otros, 2011; Volp, y otros, 2011; Bassett, 2000).

El gasto energético basal, indica las reacciones sistémicas metabólicas necesarias para mantener la homeostasis y la temperatura basal, este componente constituye del 60% al 70% del GET. El gasto debido a la actividad física, es el derivado de la realización de cualquier actividad que no implique reposo absoluto, el que a su vez se desglosa en aquellas actividades relativas a la práctica deportiva y aquellas necesarias para la realización de las actividades de la vida cotidiana. La contribución de este componente al GET es muy variable, pudiendo representar desde el 10% en personas sedentarias hasta el 30% (e incluso más) en individuos activos. Por último, el componente que proviene del efecto térmico debido al consumo de alimentos, representa el gasto derivado de la digestión, absorción y metabolización de los alimentos, y se estima en torno al 10% del GET (Volp, y otros, 2011).

La necesidad de herramientas válidas y confiables para medir con precisión el gasto energético, es un objetivo importante en la esfera de la investigación y cobra gran importancia en la evaluación de necesidades biológicas como el metabolismo, la utilización de fuentes energéticas y su consiguiente efecto térmico, entre otros procesos (Volp, y otros, 2011; Johannsen, y otros, 2010).

El gasto energético puede ser medido mediante tres enfoques generales, el primero por medio de la calorimetría indirecta, en donde se mide la producción de consumo de oxígeno y/o dióxido de carbono, para luego mediante fórmulas convertirlo en gasto de energía. El segundo enfoque, por medio de la calorimetría directa, la cual mide la tasa de pérdida de calor desde un objeto a un calorímetro. Por último, como tercer enfoque, las técnicas no calorimétricas, las que se utilizan para predecir el GE por medio de la extrapolación, a partir de mediciones y observaciones fisiológicas (Levine, 2005).

En la calorimetría directa e indirecta se utilizan instrumentos prohibitivamente costosos, además de requerir al menos un técnico de vasta experiencia a tiempo completo, por lo que la aplicación de estas técnicas está en el dominio de los laboratorios altamente especializados (Valanou, Bamia, & Trichopoulou, 2006; Levine, 2005). Por otra parte, las técnicas no calorimétricas son un abanico de posibilidades, entre ellas destaca el agua doblemente

marcada, mediciones fisiológicas como frecuencia cardiaca, electromiografía integrada, ventilación pulmonar e imagen térmica, y, por último, observaciones fisiológicas como tiempo-movimiento y registros de actividad (Levine, 2005).

El método de agua doblemente marcada consiste en administrar oralmente agua marcada con isótopos estables, deuterio y oxígeno ($^2\text{H}_2^{18}\text{O}$), y determinar al cabo de un tiempo la eliminación diferencial de estos isótopos del agua corporal del organismo, mediante muestras de saliva, orina o sangre. Se considera la técnica de mayor alcance y la más aceptable para proporcionar una medida objetiva del GET en condiciones de vida libre (Volp, y otros, 2011; Johannsen, y otros, 2010; Lagerros & Lagiou, 2007). Su validez y precisión es de un 97-99%, por lo que se utiliza como método estándar para la validación de estimaciones de GE obtenidos por otros instrumentos. Sin embargo, su aplicación en estudios a gran escala se ve limitada por el coste y por la complejidad de la técnica (Valanou, Bamia, & Trichopoulou, 2006).

Todos los métodos tienen limitaciones, pero cada uno es útil en casos particulares. La elección del método apropiado para un estudio determinado va a depender del equilibrio entre la validez, reproducibilidad y fiabilidad de la técnica (Lagerros & Lagiou, 2007).

Los métodos con buena validez tienden a ser demasiado costosos o complicados para su uso generalizado, sin embargo, los métodos prácticos y viables para grandes poblaciones están limitados por la falta de exactitud y/o fiabilidad (Johannsen, y otros, 2010). Las principales técnicas se resumen en la figura 6 (Anexos).

2.5.4. Percepción del paciente

Además de los parámetros funcionales, que nos brindan datos objetivos en relación a las prótesis, también hay un parámetro subjetivo, que corresponde a la percepción que tiene el paciente en torno al uso de un determinado elemento protésico (Conrad, y otros, 2015).

La percepción o preferencia demostrada por un sujeto en relación a algo, es medida comúnmente a través de un cuestionario, el cual es un instrumento de investigación que consiste en una serie de preguntas, redactas de forma coherente, con una secuenciación lógica y estructurada con objetivos claramente delimitados previamente y a los cuales estas preguntas deben dar respuesta. Los cuestionarios tienen ventajas sobre otros tipos de encuestas, ya que estos son baratos, no requieren de esfuerzo por parte del consultor, por ejemplo, las encuestas orales o telefónicas que a menudo tienen respuestas estandarizadas que hacen más simple la tabulación de los datos (Banks, y otros, 2006).

Los cuestionarios aplicados después del periodo de adaptación con la prótesis, tienen por objetivo, evaluar los resultados conseguidos con el dispositivo protésico. Se han desarrollado diferentes sistemas de medición, incluyendo una gama de diferentes cuestionarios, desarrollados a partir de sencillas preguntas ("¿Es su prótesis cómoda?", "¿Es capaz de realizar sus actividades diarias?", "¿Es capaz de realizar actividades adicionales, aparte de sus tareas diarias?", por ejemplo) y con el objetivo principal de crear instrumentos que sean capaces de identificar de mejor manera la función de la prótesis y la calidad de vida del paciente. El objetivo subyacente de estos diferentes sistemas de medición es tratar de identificar las situaciones que podrían ser modificadas y mejoradas para hacer más fácil el proceso de rehabilitación (Conrad, y otros, 2015).

El Cuestionario más utilizado en la evaluación de prótesis es el *Prosthesis Evaluation Questionnaire (PQR)*, el cual es un cuestionario de auto-reporte, de 82 preguntas, desarrollado para evaluar la función protésica, la movilidad, los aspectos psicosociales y el bienestar (Gailey, y otros, 2012). Incluye sistemas de medición recientes, se apoya en informes de la literatura de los grupos de investigación que lo han gestionado y lo administran, y fue desarrollado específicamente para evaluar las prótesis y la calidad de vida relacionada con la prótesis en amputados de miembros inferiores unilaterales adultos. Es rápido de completar, fácil de responder, requiere información fácil de

recoger, y se ha demostrado confiable cuando es aplicado por personal competente (Conrad, y otros, 2015).

Otro cuestionario comúnmente utilizado en amputados, es el *Prosthetic Evaluation Questionnaire-Mobility Scale (PEQ-13)*, el cual es una escala de movilidad protésica, de 13 preguntas, que se centra en el potencial percibido de movilidad, ambulación y transferencias mientras se utiliza un dispositivo protésico (Franchignoni, y otros, 2007). Otro instrumento que evalúa los determinantes de la capacidad de caminar de los amputados de miembros inferiores, es el *Amputee Mobility Predictor With a Prosthesis (AMPPRO)*, que significa “Predictor de la Movilidad de los Amputados con una Prótesis” (Arifin, y otros, 2014; Gailey, y otros, 2002).

Existen otros cuestionarios que son más específicos en relación a la variable medida, como lo es el Cuestionario *Houghton*, que determina la habilidad de caminar en la comunidad por parte de los amputados de miembros inferiores (Arifin, y otros, 2014; Gailey, y otros, 2002) y el *Rated Perceived Exertion escale (RPE)*, que en castellano significa “Escala de Esfuerzo Percibido”, el cual evalúa la percepción del esfuerzo, de lo cual deriva la intensidad del ejercicio. La escala *RPE* va de 0 a 10, donde los números en aumento se asocian a frases usadas para calificar la facilidad o dificultad al realizar una actividad (Hsu, y otros, 2006).

2.5.5. Condición física

La condición física puede definirse como un estado dinámico de energía y vitalidad que permite a las personas llevar a cabo las tareas diarias habituales, disfrutar del tiempo de ocio activo y afrontar las emergencias imprevistas sin una fatiga excesiva. A su vez, la condición física ayuda a evitar enfermedades hipocinéticas derivadas de la falta de actividad física, a desarrollar el máximo de la capacidad intelectual y a experimentar plenamente la alegría de vivir (Rodríguez, 1995).

Uno de los componentes de la condición física, es la condición fisiológica, la cual se valora mediante diversas pruebas. En los últimos años ha resaltado la conveniencia de utilizar las pruebas de ejercicio físico como método de estudio y evaluación de las variables fisiológicas frente al esfuerzo. De esta forma, se utilizan diferentes pruebas de ejercicio, y entre las más comunes se encuentran la prueba de marcha de seis minutos, que consiste en medir la distancia recorrida durante 6 minutos, siendo una prueba de uso común en pacientes con alteraciones respiratorias, en los que se busca valorar su tolerancia al esfuerzo (Bellet, Adams, & Morris, 2012).

Otro componente de la condición física, es la condición físico-motora. El examen neuromuscular tradicional, es útil para establecer un diagnóstico frente

a la alteración del sistema musculoesquelético, pero ha demostrado ser un indicador deficiente de la capacidad funcional. Para evaluar este aspecto, han surgido cuestionarios de actividad diaria, pero se muestran ineficientes, debido a que las respuestas obtenidas pueden no ser exactas por razones de idioma, cultura, audición, capacidad intelectual, o incluso orgullo. Por otro lado, las pruebas de laboratorio no son aplicables en la mayoría de las clínicas, debido a sus elevados costos de material y personal especializado. Estas restricciones han impulsado el desarrollo de pruebas de movilidad de uso cotidiano con protocolos de ejecución estandarizados (Podsiadlo & Richardson, 1991). Una de estas pruebas, es el *Timed Up & Go*, test que mide el tiempo en segundos que necesita un sujeto para levantarse de una silla, caminar 3 metros, girar, caminar de regreso a la silla y sentarse nuevamente, pudiéndose evaluar aspectos como el equilibrio, alteración de las transiciones, entre otros (Delussu, y otros, 2013).

Otro ejemplo, es el *T-Test*, en donde los participantes caminan y/o corren lo más rápido posible sobre un patrón dispuesto en el piso en forma de T, permitiendo evaluar la velocidad, potencia y agilidad (Ferris, y otros, 2012). La prueba *Four Square Step Test*, se ha validado como una prueba de equilibrio para identificar el riesgo de caídas en adultos mayores, e incorpora movimientos de retroceso e ir hacia adelante y hacia los lados rápidamente (Whitney, y otros, 2007).

Por último, un tipo de test utilizado para evaluar la funcionalidad de pacientes con amputación de miembro inferior, es el *Hill and Stair Assessment Test*, que se desarrolló para evaluar la independencia técnica y funcional, ascendiendo y descendiendo una escalera de 16 peldaños o sorteando una pendiente de 10 grados (Ferris, y otros, 2012).

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Describir el desempeño funcional de pies protésicos disponibles comercialmente en amputados transtibiales unilaterales, mediante una revisión bibliográfica sistemática de los últimos 10 años.

3.2. Objetivos específicos

- Identificar los criterios de búsqueda para realizar la revisión sistemática.
- Clasificar los tipos de pies protésicos disponibles comercialmente.
- Analizar según parámetros funcionales los distintos tipos de pies protésicos.
- Determinar qué pie protésico tiene el mejor desempeño funcional en relación a la funcionalidad de cada paciente.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. Estrategias de búsqueda

Se realizó la búsqueda bibliográfica durante el mes de Julio del año 2016, utilizando las siguientes bases de datos: *ScienceDirect*, *SAGE Journals*, *PubMed*, *Research Gate*, *IEEE Xplore Digital Library* y *Taylor & Francis Online*.

En base a cada buscador se incluyeron los siguientes términos claves o términos *MeSH* (*Medical Subject Headings*):

- *ScienceDirect*: “*prosthetic*” AND “*foot*” AND “*transtibial*”.
- *SAGE Journals*: “*prosthetic*” AND “*foot*” AND “*transtibial*”.
- *PubMed*: “*prosthetic*” AND “*foot*” AND “*transtibial*”.
- *Research Gate*: “*prosthetic foot transtibial*”.
- *IEEE Xplore Digital Library*: “*prosthetic foot*” AND “*transtibial*”.
- *Taylor & Francis Online*: “*prosthetic foot*” AND “*trans-tibial*”.

Los filtros utilizados para la búsqueda bibliográfica fueron los siguientes:

- Que los participantes de la muestra fuesen humanos.
- Artículos publicados entre los años 2006 y 2016.

4.2. Selección de estudios

Para seleccionar los estudios que finalmente formarían parte de la revisión, la totalidad de la muestra fue filtrada en primera instancia por criterios temáticos, para luego verificar si cumplían ciertos requisitos metodológicos, los cuales se detallan a continuación.

4.2.1. Criterios temáticos

Después de realizada la búsqueda bibliográfica bajo los términos previamente expuestos, la muestra obtenida (n=1.282) fue sometida a un primer criterio temático, en donde se revisó que tanto el título como el *abstract* orientaran a que el artículo podría contener la información necesaria para la revisión, así como aquellos con título dudoso y sin resumen, y además se aplicaron criterios de aceptabilidad que debían poseer los artículos para ser incluidos en la revisión, estos se describen a continuación:

- El estudio debe medir el desempeño de amputados transtibiales.
- El estudio debe analizar pies protésicos disponibles comercialmente.
- El estudio debe analizar al menos uno de los siguientes parámetros de estudio: cinética, cinemática, costo energético, percepción del paciente y/o condición física.

4.2.2. Criterios metodológicos

Después de aplicar los criterios temáticos, la muestra (n=35) fue sometida a criterios metodológicos, esto debido a la heterogeneidad de los artículos y con el fin de asegurar que los artículos que formarían parte de la revisión fuesen de buena calidad. Este criterio metodológico consideró que por artículo debían estar presentes los siguientes criterios:

- Objetivo del artículo.
- Etiología de la amputación de los sujetos de la muestra.
- Tiempo de adaptación con la prótesis.
- Estadística.
- Conclusión.
- Declaración de conflicto de interés.

Después de aplicar los criterios metodológicos se excluyeron 8 artículos, 3 por no poseer estadística y 5 por no declarar o tener conflicto de interés, quedando un total de 27 artículos para formar parte de la revisión.

El resumen de la estrategia de búsqueda y sus resultados se muestran en la figura 5.

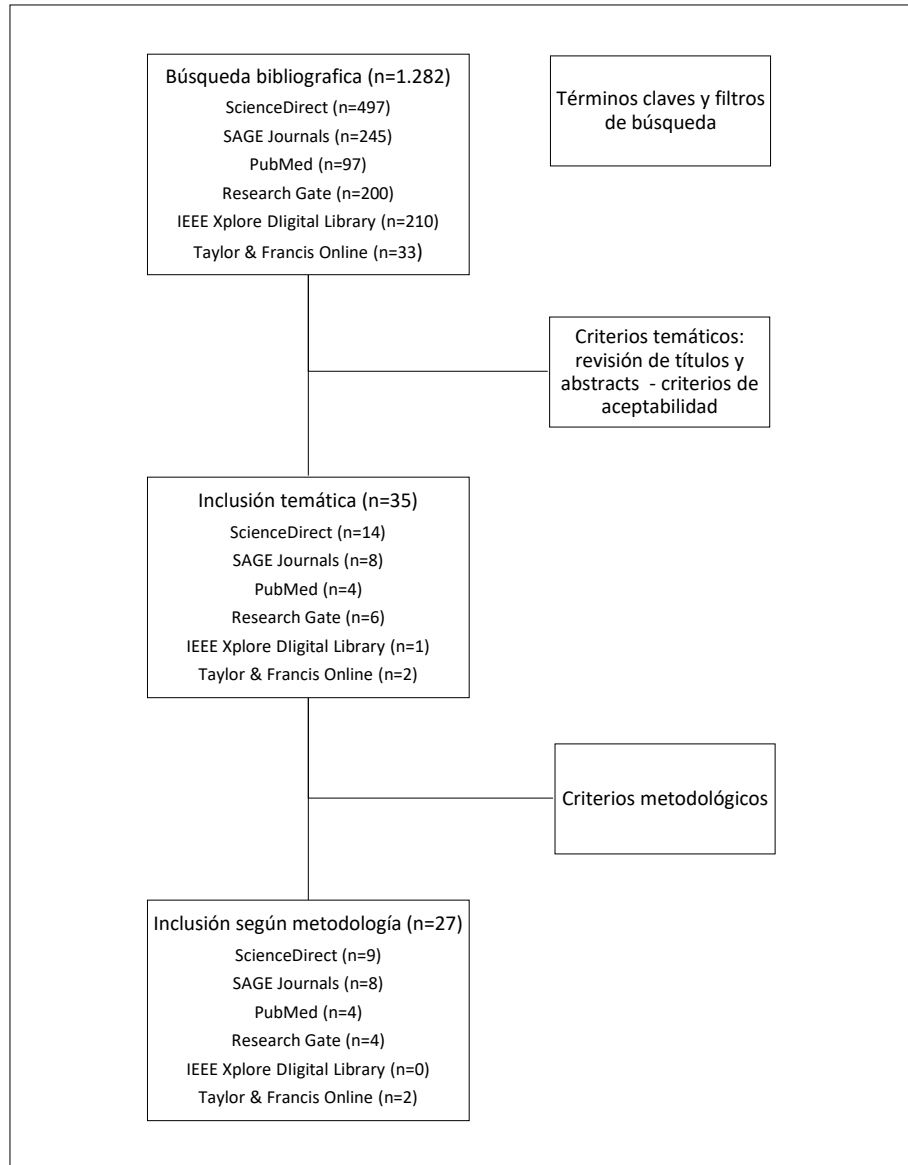


Figura 5: Resumen de estrategia de búsqueda y sus resultados.

5. RESULTADOS

Según lo señalado en la Figura 5, de un total de 1282 artículos, 35 de ellos cumplieron con los criterios de aceptabilidad temáticos expuestos anteriormente. Después de aplicar los criterios metodológicos, 27 artículos fueron incluidos en la revisión bibliográfica final. Finalmente, en los 27 artículos se estudiaron 37 modelos de pies protésicos comercializados, 9 de ellos convencionales, 25 *ESAR* y 3 accionados.

Para exponer los artículos seleccionados de una forma clara, estos se ordenaron según su año de publicación, desde el 2006 al 2016 y se describió brevemente su objetivo, metodología, resultados y conclusión. Información más detallada sobre cada estudio se encuentra en la figura 8 (Anexos).

Los resultados de los estudios clínicos se expresan mediante valores estadísticos. El análisis estadístico de los estudios seleccionados, usan el valor de p o significación estadística, para valorar la relación entre las variables estudiadas. Si bien es un método muy ocupado, este tiene limitantes que es necesario tener en consideración, más aún, tomando en cuenta las características de los estudios incluidos en esta revisión, que tienen como principal característica el contar con un número pequeño de participantes (Manterola, Pineda, & Mincir, 2008).

El concepto de “significación estadística” depende de dos elementos: la magnitud de la diferencia que queremos probar y el tamaño de la muestra. Con respecto a la magnitud de la diferencia, a mayor diferencia entre las variables en estudio, más fácil será poder demostrar que la diferencia es significativa; al revés, si la diferencia es pequeña las posibilidades de detectar diferencias se minimizan. Con respecto del tamaño de la muestra, mientras mayor sea ésta, más fácil será detectar diferencias entre las variables en estudio; entonces, cuando las diferencias son pequeñas se requiere de muestras de gran tamaño; al revés, cuando las diferencias son grandes se necesita de muestras pequeñas para conducir el estudio (Manterola, Pineda, & Mincir, 2008).

Por ello es que resulta fundamental el cuidadoso diseño del estudio, considerar los criterios de selección y la estimación del tamaño de la muestra, puesto que mientras más grande es el tamaño de la muestra, mayor es la precisión; y, por ende, la variabilidad secundaria al azar se reduce (Manterola, Pineda, & Mincir, 2008).

En conclusión, desde la perspectiva clínica, el concepto de “significación estadística” no es relevante, pues no resuelve la incertidumbre. Se debe tener en cuenta que estamos hablando de un concepto matemático, por lo que una asociación estadísticamente significativa puede no ser clínicamente relevante; una asociación estadísticamente significativa puede no ser causal; y una

asociación estadísticamente no significativa puede deberse a un problema de tamaño de muestra insuficiente. Por ello, hay que tener siempre presente que el término “estadísticamente significativo” no es "garantía de calidad" (Manterola, Pineda, & Mincir, 2008).

Zmitrewicz, y otros (2006), buscaron comprobar las mejoras del pie *ESAR Carbon Copy II*, con la adición de un componente de tobillo multieje (ME), en comparación con un pie convencional *SACH*, en la capacidad de los amputados para generar FRS e impulsos de frenado y propulsión durante la marcha. Participaron 15 ATT unilaterales en los que se midieron las FRS (pico antero-posterior de ambas piernas), impulsos de frenado y propulsión, parámetros espacio-temporales (velocidad de la marcha, cadencia, longitud del paso, tiempo de apoyo y tiempo del ciclo de la marcha), mientras caminaban sobre una pasarela a una velocidad autoseleccionada, con cada combinación de pie protésico (*SACH*, *CCII*, *SACH-ME* y *CCII-ME*). Los resultados muestran que la adición de tobillos multieje a pies protésicos mejora significativamente ($p < 0.003$) la capacidad de los amputados para generar impulsos propulsores con la pierna residual y por lo tanto ayuda a mejorar la simetría de carga entre las piernas residual e intacta. También sugieren que los amputados vasculares de edad avanzada, pueden no beneficiarse del almacenamiento y retorno de energía proporcionados por los pies *ESAR*, pero sí de la mayor flexibilidad proporcionada por los tobillos de varios ejes.

Hsu, y otros (2006), investigaron las diferencias fisiológicas entre los pies *C-Walk*, *Flex-Foot* y *SACH* durante la marcha a distintas velocidades sobre una caminadora. Participaron 8 ATT unilaterales. Midieron el consumo de oxígeno, eficiencia de la marcha, intensidad del ejercicio, nivel de actividad diaria e índice de esfuerzo percibido (IEP). Se evaluó cada pie al caminar sobre una cinta rodante, en 3 sesiones. Cada sesión se inició con 4 minutos de recolección de datos de reposo. Luego se inició la caminata, con periodos de 4 minutos a cada velocidad (53.64, 67.05, 80.46, 93.87, 107,28 m/min., más una velocidad autoseleccionada) y se finalizó con 2 o 3 minutos a 67.05 m/min. como vuelta a la calma. El *Flex-Foot* obtuvo valores de consumo de oxígeno ligeramente inferiores al *SACH* y al *C-Walk*, pero no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.399$). El *Flex-Foot* mostró menor intensidad de ejercicio, seguido por el *C-Walk*, y luego el *SACH* a todas las velocidades de caminata y esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p=0.003$). En relación a la eficiencia de la marcha, el *C-Walk* y el *Flex-Foot* fueron más eficientes en comparación con el *SACH* a través de todas las velocidades de caminata, pero esta diferencia no logró significancia estadística ($p=0.238$). El *Flex-Foot* mostró un IEP significativamente menor que el *C-Walk* ($p=0.007$) y el *SACH* ($p=0.002$). Los sujetos escogieron velocidades más altas, cuando caminaron con el *Flex-Foot* seguido del *C-Walk* y luego el *SACH*. Sin embargo, los resultados no revelaron diferencias significativas ($p=0.26$). La actividad diaria para el *Flex-Foot* fue la más alta, seguido por el *SACH* y luego el *C-Walk*, sin

embargo, los resultados no revelaron diferencias significativas ($p=0.06$). Se concluyó que los pies protésicos que almacenan y liberan energía (*C-Walk* y *Flex-Foot*), mejoran el rendimiento de la marcha comparado con los *SACH* y tienen ventajas para permitir que las personas con ATT participen en actividades físicas más vigorosas, como para caminar a paso ligero.

Goujon, y otros (2006), analizaron el comportamiento de pies protésicos durante la marcha. En su estudio participaron 6 ATT unilaterales, 4 amputados transfemorales (ATF) y 35 sujetos control, sanos. Se evaluaron pies protésicos convencionales (*Greissinger*, *SACH* y *1D10*) y pies *ESAR* (*C-Walk*, *Sureflex* y *Variflex*). Se midió la FRS (vertical y horizontal), velocidad de marcha, posición articular, tiempo de doble apoyo y largo del paso, al caminar en terreno llano a una velocidad autoseleccionada. Los resultados mostraron que la duración del doble apoyo, se incrementó significativamente ($p=0,02$) cuando se usaron los pies convencionales. Se observó una mayor velocidad de marcha ($p=0,03$) y una mayor longitud del paso del lado amputado ($p=0,02$), con los pies *ESAR*. La FRS vertical en el lado sano fue estadísticamente mayor en los pacientes que usaron pies convencionales (80% del peso corporal) en comparación con los pacientes que utilizaron pies *ESAR* (67% del peso corporal). La simetría y la fuerza de propulsión de la prótesis están determinadas por el patrón de marcha, más que por el tipo de pie. Es así como la acción propulsora de los pies *ESAR* se observa mediante una mejora del desplazamiento dinámico del cuerpo, durante la fase

media de apoyo en el lado sano. Una mejora general de la marcha con respecto a la velocidad, la longitud de paso y el tiempo del doble apoyo, fue observada con los pies *ESAR*, lo que se debe a una disminución del ángulo máximo del antepié protésico, para evitar el colapso del medio pie en la fase de apoyo tardío. También con los pies *ESAR*, la velocidad se incrementa, por una mayor gama de movimiento del tobillo protésico y una disminución de la flexión delantera del pie, que permite reducir el pico de fuerza anteroposterior en el lado indemne.

Vickers, y otros (2008), buscaron identificar las diferencias entre ATT unilaterales de edad avanzada y sujetos sin discapacidad al caminar en un plano inclinado. Los participantes fueron 8 ATT y 8 sujetos sanos. Los pies evaluados fueron los pies convencionales *SACH* y *Uniaxial*. Se midió la FRS, velocidad de la marcha, cadencia, longitud del paso, tiempo de apoyo unipodal, ROM, momentos articulares, potencias y electromiografía (EMG) de superficie al caminar sobre un plano inclinado con 5° de pendiente a una velocidad autoseleccionada. En ambos sentidos de la rampla, los ATT que utilizaron los pies protésicos, redujeron la longitud del paso y la cadencia, lo que dio lugar a caminar a la mitad de la velocidad que el grupo control (GC). En comparación con el GC, los momentos fueron menores en el miembro indemne y menores aún en el miembro amputado. El principal problema para los amputados tibiales unilaterales es la inestabilidad postural, causada por una gama limitada de

movimiento y falta de generación de energía, por el tobillo de la pierna protésica, propiocepción inadecuada y sobreesfuerzo del miembro residual.

Supan, y otros (2010), buscaron determinar las similitudes en la marcha, entre el lado protésico y el indemne, al variar la cantidad de altura de talón, que puede ser modificado en el pie *Talux*. Participaron 10 ATT unilaterales. Se midió la FRS, cadencia, ángulos articulares, momentos, velocidad de la marcha y longitud y tiempo del paso, al caminar en terreno plano. Las mediciones fueron tomadas bajo tres condiciones: caminar a pies descalzos, caminar con un taco bilateral de 12 mm y caminar con un taco bilateral de 24 mm. Las variables espacio temporales entre el pie protésico y el indemne no fueron estadísticamente significativas, a excepción de una menor longitud de paso, ($p=0,0001$) y menor tiempo de paso ($p=0,0354$) del lado protésico. El taco de 12 mm, no causo diferencias estadísticamente significativas en las variables espaciotemporales. En tanto, con 24 mm de taco, aumentó significativamente la velocidad de la marcha autoseleccionada ($p=0.0277$). Los parámetros de la marcha evaluados, presentan simetría, al comparar el pie protésico con el pie sano. Las diferencias entre el *Talux* y el pie sano, sólo se encontraron durante la fase de balanceo, cuando no hubo interacción entre el pie protésico y el suelo. Estas similitudes sugieren que el *Talux* tiende a imitar el pie humano en cuanto a los parámetros de la marcha y de carga del miembro sano.

Lenka & Kumar (2010), compararon los parámetros de marcha y el índice de coste fisiológico en ATT, usando seis pies protésicos convencionales, utilizados comúnmente en países en desarrollo. Participaron 7 ATT. Se evaluaron los pies convencionales *SACH*, *Dinámico 1D10*, *Ranger*, *Jaipur*, *Regal* y el *Greissinger*. Las variables medidas fueron FRS, velocidad de la marcha, largo del paso, cadencia, duración del ciclo de la marcha, tiempo de apoyo doble, unipodal y fase de balanceo, EMG superficial, índice de costo fisiológico y frecuencia cardiaca, al caminar en terreno llano. La velocidad y cadencia con el pie *Greissinger* fue la más óptima, entre todos los pies evaluados y significativamente mayor que el *SACH* y el *Jaipur*, tanto para la velocidad ($p=0.016$) y la cadencia ($p=0.018$). La simetría de la longitud del paso, fue alta con el pie *Greissinger* (94,982%), seguido por el *SACH* (88,47%) y el *Jaipur* (87,93%). La menor eficiencia energética la presentó el pie *Jaipur* y el menor gasto energético fue logrado por el pie *Greissinger*. El miembro sano se expuso a más FRS que el pie protésico, independiente del tipo de pie usado. Sin embargo, la velocidad, la cadencia y la eficiencia de la marcha, fueron mayores con el pie *Greissinger*. La EMG en cuádriceps mostró que el pie *Greissinger* imita de mejor manera la acción de los músculos en la marcha normal.

Ferris, y otros (2012), buscaron determinar si una prótesis accionada, mejora la mecánica de la marcha, el rendimiento físico y la satisfacción del usuario. Participaron 11 ATT y 11 sujetos sanos. Se evaluaron los pies protésicos

ESAR (Reflex VSP, Flex-Foot, Low-profile VSP, Renegade, Renegade-Z shape y Pathfinder) y el pie accionado *BiOM*. Se midieron las variables FRS, velocidad de la marcha, antropometría, torques y momentos articulares, el rendimiento físico, y satisfacción del paciente, al caminar en terreno llano a una velocidad autoseleccionada y a otra controlada. Los pies *ESAR* se caracterizaron por una fase de apoyo más corta y una fase de oscilación más larga que el miembro intacto. Con el pie *BiOM*, los pasos fueron significativamente más largos ($p < 0.05$) que los del miembro intacto. Los ROM de tobillo en pies *ESAR* y *BiOM*, fueron significativamente más pequeños, en comparación a los controles y al miembro intacto. Sin embargo, el ROM del tobillo *BiOM* fue significativamente mayor (30%), que el del pie *ESAR*. El momento pico dorsiflexor del pie *BiOM*, fue significativamente mayor (40%) que el del pie *ESAR*. El momento pico de flexión plantar del *BiOM*, fue significativamente menor que el del miembro intacto (10%). No hubo diferencias significativas entre los tipos de pie, en las pruebas de rendimiento físico ni de satisfacción del usuario. El pie protésico *BiOM* demostró significativamente, mayor ROM y generación de energía de tobillo, que los pies *ESAR*.

Svoboda, y otros (2012), evaluaron la variabilidad de las FRS, para determinar la influencia del tipo de pie protésico en la marcha. Participaron 11 ATT unilaterales. Se evaluaron el pie *SACH* y el pie *Sureflex*. Las variables medidas fueron la FRS y los impulsos, al caminar en terreno llano a una

velocidad autoseleccionada. Desde la perspectiva de los tiempos, las fuerzas de reacción del piso y los impulsos, derivados de los componentes verticales y anteroposterior, los ATT tienen menor variabilidad que la población sana. Las variables obtenidas del componente medio lateral de las FRS, tuvieron la mayor variabilidad. Para el pie *SACH*, la variabilidad del miembro protésico fue más grande que la del miembro intacto para el impulso vertical durante la fase de propulsión. En comparación, durante la fase de frenado, el *SACH* se caracteriza por una mayor variabilidad de las FRS en la dirección medio lateral y el *Sureflex* por una mayor variabilidad en la dirección anteroposterior.

Sedki & Moore (2012), realizaron una evaluación cualitativa de las afirmaciones de los fabricantes del pie *Echelon* y el impacto sobre la calidad de vida de los pacientes. Participaron 3 ATT unilaterales, 3 ATT bilaterales y 3 ATF. Los pies evaluados fueron *Esprit*, *Multiflex* y *Echelon*. Se evaluó la satisfacción del paciente. Inicialmente se pidió a los pacientes que evaluaran su pie protésico estándar actual (*Esprit* o *Multiflex*) y volvieron a evaluar su prótesis 4 semanas después de usar el dispositivo *Echelon*. La satisfacción del paciente fue mayor con el pie *Echelon* en todas las categorías del cuestionario, en comparación con el pie estándar anterior, con una mejora promedio estadísticamente significativa del 12,2% ($p = 0,01$). El grupo de pacientes que mostró el mayor aumento de satisfacción, fue el ATT bilateral, con una mejoría media de 22% ($p = 0,01$). Lo siguieron los ATF con un 9,2% y por último los ATT unilaterales con un 8%. Los

ámbitos en los que los pacientes indicaron la mayor mejoría ($p < 0,01$) fueron la satisfacción de la ambulación, la satisfacción con la prótesis y en la satisfacción de la marcha. Aunque este estudio se realizó en una muestra relativamente pequeña, todos los pacientes que participaron informaron una mejora en su marcha y satisfacción general cuando usaron el pie *Echelon*.

Gailey, y otros (2012), buscaron determinar la capacidad de instrumentos de auto informe, y otros basados en el rendimiento físico, para detectar diferencias funcionales durante el uso de cuatro modelos de pies protésicos en ATT unilaterales y si existen diferencias entre los amputados por alteración vascular periférica y los que no. Los sujetos evaluados fueron 10 ATT unilaterales (5 por causas vasculares y 5 por otras). Los pies evaluados fueron los pies *SACH*, *SAFE*, *Talux* y *Proprio*. Se midió el *Test* de marcha en 6 minutos, el cuestionario predictor de movilidad de amputados con prótesis, número de pasos por día, horas de actividad diaria, cuestionario de evaluación protésica, escala de movilidad y el índice de capacidad de locomoción modificado. En la primera sesión, fueron recolectadas las mediciones con los pies protésicos de uso habitual y después recibieron hasta 4 horas de entrenamiento (ET) con estos pies. En la segunda sesión, se midió la prótesis de uso habitual entrenada y luego se cambió a un nuevo encaje y prótesis al azar, además de recibir ET y tiempo de aclimatación (TA) con esta. En la tercera sesión se realizó la medición de la prótesis ajustada la sesión anterior, para luego ajustar otro pie protésico

con su respectivo periodo de ET y TA y se repitió el procedimiento con los pies restantes. Se encontraron mejoras significativas ($p < 0,05$) en la medición con el pie *Proprio*, respecto a la del pie habitual entrenado, lo que sugiere que la deambulación protésica mejoró con el pie *Proprio*. No se encontraron diferencias al comparar los resultados entre el pie protésico de uso habitual no entrenado respecto al mismo entrenado y a los 4 pies de prueba. En el Grupo con enfermedad vascular periférica (EVP) mostro mejoras significativas en la ambulación funcional, después del ET inicial de sus prótesis habituales. Encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en la ambulación funcional, entre los dos grupos, mostrando el grupo sin EVP, puntuaciones más altas al inicio y con los pies *SAFE* y *Proprio*. Este estudio encontró que las medidas de auto informe actuales son incapaces de detectar diferencias entre los pies protésicos.

Mai, y otros (2012), estudiaron las variaciones de presión (cantidad y distribución) en el muñón de una persona con amputación transtibial osteomioplástica, usando 3 pies protésicos diferentes, durante distintas actividades de la marcha. Fue evaluado un sujeto ATT unilateral, con los pies protésicos *Renegade Foot*, *Venture Foot* y *Proprio*. Fue medida la presión entre el encaje y el muñón, al caminar sobre terreno llano a una velocidad autoseleccionada y a paso rápido, ascender y descender una escalera y ascender y descender por una rampa. Entre el *Renegade Foot* y *Venture Foot*, no hubo diferencias apreciables durante las actividades de marcha rápida, rampa

hacia arriba y rampa hacia abajo. La presión submáxima en el extremo distal de la cara anterior del muñón, se ve afectada en mayor medida por el *Renegade Foot*, que por el *Proprio*. Los resultados indican que, para el mismo diseño de encaje, las características de presión en el interior de éste, dependen del tipo de marcha en combinación con el tipo de pie protésico utilizado por el sujeto. Por lo tanto, el diseño de la prótesis de pie, modifica la respuesta de carga dentro del encaje e impacta potencialmente la comodidad del usuario durante sus actividades de marcha.

De Asha, y otros (2013), buscaron examinar si el uso de un pie que incorpora un dispositivo articular controlado hidráulicamente, permite, en la fase de apoyo, atenuar las interrupciones en la progresión del centro de presión (CP) comúnmente reportadas en la marcha de los amputados. Los participantes fueron 20 ATT usuarios de pies *ESAR* (*Esprit*, *Multiflex*, *Flex-freedom* y *Seattle Litefoot*), que fueron comparados con el pie *Echelon* de categoría accionada, al caminar en terreno llano a una velocidad autoseleccionada. Fueron medidas; la velocidad anteroposterior del CP (promedio, pico positivo y negativo), la velocidad promedio de la marcha, el desplazamiento anteroposterior del CP, la variabilidad en la velocidad del CP y la velocidad angular media, en el plano sagital del vástago en las fases de doble apoyo y apoyo único. El uso del dispositivo hidráulico redujo o eliminó el desplazamiento posterior del CP, redujo las fluctuaciones de velocidad del centro de presión bajo el pie protésico y

permitió que el vástago protésico girara sobre el pie más rápido durante el doble apoyo. Estos cambios se asociaron con un aumento de la velocidad de marcha seleccionada por el individuo. Este estudio ha puesto de relieve que la progresión del CP bajo el pie protésico es una herramienta útil para cuantificar el rendimiento de los pies protésicos.

Delussu, y otros (2013), buscaron cuantificaron el costo de energía al caminar con el pie *Proprio* y pies *ESAR*, determinar la duración del período de aclimatación necesario para acostumbrarse al pie *Proprio*, evaluar los efectos del uso del *Proprio* en el esfuerzo percibido y la capacidad de caminar en las escaleras y rampas. Los participantes fueron 10 ATT unilaterales, en los cuales se midió el consumo de oxígeno (VO_2), dióxido de carbono liberado (VCO_2), tasa de intercambio respiratorio (VCO_2 / VO_2), frecuencia cardíaca y la percepción del paciente. Los sujetos caminaron a una velocidad autoseleccionada durante 7 minutos, en 4 situaciones de terreno: en un pasillo sin inclinación y en un tapiz rodante a 0°, 5° y 12 ° de inclinación. Se realizó el procedimiento con el pie *ESAR* de uso habitual y con el pie *Proprio* sin aclimatación y con 30, 60 y 90 días de aclimatación. Las pruebas de percepción se tomaron con las prótesis y encaje habitual, con el pie habitual y un nuevo encaje, y con el pie *Proprio* y el nuevo encaje a los 90 días de aclimatación. A pesar de una mejora significativa en el costo energético de caminar en plano con el pie *Proprio*, los resultados de las pruebas funcionales, no mostraran una

mejora significativa. Los resultados de este estudio indican que el pie *Proprio* es capaz de reducir el coste energético de caminar en todas las condiciones estudiadas, a pesar de su peso extra.

Gates, Aldridge, & Wilken (2013), buscaron determinar si un dispositivo accionado, cambia la cinemática de la marcha en comparación con una prótesis *ESAR*, cuando ATT caminaron sobre una superficie de roca suelta. Participaron 11 ATT unilaterales. Se evaluaron los pies *ESAR Re-Flex VSP*, *Flex-Foot*, *LP Re-Flex VSP*, *Renegade*, y *Pathfinder* y el pie accionado *BiOM*. Se midió la velocidad de la marcha, los centros de rotación, el centro de masa, la estabilidad medio lateral, el ancho y largo del paso y distancia entre el pie y el suelo en la oscilación, al caminar sobre una superficie de roca suelta. Se realizaron dos sesiones. En la primera, se midió la cinemática de la marcha a tres velocidades, con su pie de uso habitual y en la segunda sesión, se midió con el pie *BiOM*, a las mismas velocidades tras un TA. La prótesis *BiOM*, aumentó la velocidad de marcha autoseleccionada, la flexión plantar del tobillo y la distancia del dedo del pie con el suelo, en comparación con las prótesis *ESAR*. La adición de potencia, no normalizó la cinemática de la articulación de la rodilla y la cadera.

Agrawal, y otros (2013), buscaron determinar la contribución de cuatro pies protésicos, en la simetría del trabajo externo, en ATT unilaterales, con clasificación MFCL K2 y K3, y en la reducción al mínimo de las asimetrías de la

marcha. Los participantes fueron 10 ATT unilaterales, separados en dos grupos (5 nivel K2 y 5 nivel K3). Se evaluaron los pies protésicos convencionales *SACH* y *SAFE*, el pie *ESAR Talux* y el pie accionado *Proprio*. Se midió la FRS al subir y bajar escaleras. Se llevaron a cabo 6 sesiones. En la primera se midió la prótesis de uso habitual y luego se entrenó y se dio un TA con esta misma. En la segunda, se midió la prótesis de uso habitual, entrenada. Después se cambió la prótesis, designada al azar y se entrenó y aclimató con esta. En la tercera, se realizó la medición de la prótesis instalada la sesión anterior y se volvió a cambiar la prótesis, más su respectivo entrenamiento y aclimatación. En la cuarta, quinta y sexta, se llevó a cabo el mismo proceso de las sesiones precedentes. Una combinación de entrenamiento estandarizado de la marcha, con un pie protésico apropiado, provoca una mayor simetría en el trabajo externo, en ATT con nivel K2 y K3. ATT de nivel K2, lograron una mayor simetría utilizando los pies de categoría K3. En ausencia de componentes protésicos avanzados, el entrenamiento de la marcha podría mejorar la simetría entre miembros en algunos ATT unilaterales.

Darter & Wilken (2014), investigaron el efecto de un tobillo controlado por microprocesador, con adaptación del movimiento de tobillo, en el gasto de energía metabólica, durante la caminata en pendiente, en personas con ATT. Participaron 6 ATT unilaterales. Se evaluaron los pies *ESAR Pathfinder*, *Flex-Foot*, *Variflex* y *Reflex VSP* y el pie accionado *Proprio*, con su capacidad de

adaptación de tobillo activada y desactivada. Se midió el GE y la dificultad de caminar, al caminar sobre tres inclinaciones de terreno (0°, -5° y 5°). Los participantes caminaron a tres velocidades distintas en cada una de las 3 inclinaciones, durante 5 minutos a cada velocidad y durante los 2 minutos finales, fue medido el GE. El procedimiento se realizó con la prótesis *ESAR* de uso habitual, y con las dos condiciones del pie *Proprio*. El GE y la calificación de la dificultad de caminar, no fueron estadísticamente diferentes entre el *Proprio* activado y desactivado para todas las pendientes probadas. Sin embargo, en el descenso, el GE al caminar, mejoró significativamente en un 13,5% con el *Proprio* activado ($p < 0,05$) y un 10,3% con el *Proprio* desactivado ($p < 0,05$) en comparación con las prótesis *ESAR* habituales. La clasificación de dificultad para caminar también mostró una mejora con el descenso, tanto para el *Proprio* activado y desactivado, en comparación con el dispositivo habitual y también, se encontró una mejora en la subida con el *Proprio* activado, en comparación con la prótesis habitual. La adaptación del movimiento del tobillo no proporcionó beneficio fisiológico significativo durante la caminata a nivel horizontal ni en la pendiente en ascenso. Sin embargo, caminar con el *Proprio* (activado o desactivado) era menos exigente que el dispositivo habitual, para la pendiente en descenso.

Agrawal, y otros (2013), compararon el efecto de la flexión dorsal del tobillo, en los valores de simetría del trabajo externo, entre un pie controlado por

microprocesador, dos convencionales y uno *ESAR*, en ATT, cuando subieron y bajaron una escalera. Participaron 10 ATT unilaterales, separados en dos grupos (5 nivel K2 y 5 nivel K3). Se evaluaron los pies protésicos convencionales *SACH* y *SAFE*, el pie *ESAR Talux* y el pie accionado *Proprio*. Se midió la FRS al subir y bajar escaleras. Se llevaron a cabo 6 sesiones. En la primera se midió la prótesis de uso habitual y luego se entrenó y se dio un TA con esta misma. En la segunda, se midió la prótesis de uso habitual, entrenada. Después se cambió la prótesis, designada al azar y se entrenó y aclimató con esta. En la tercera, se realizó la medición de la prótesis instalada la sesión anterior y se volvió a cambiar la prótesis, más su respectivo entrenamiento y aclimatación. En la cuarta, quinta y sexta, se llevó a cabo el mismo proceso de las sesiones precedentes. Para ambos grupos, el entrenamiento no dio lugar a un cambio significativo en la simetría del trabajo externo, durante subir o bajar escaleras. Durante el ascenso de la escalera, el pie *Proprio* exhibió una mayor simetría que el pie *Talux* en ambos grupos, pero estas diferencias no fueron estadísticamente significativas y también fue mayor que el pie *SACH* y aun mayor que el pie *SAFE*, en ambos grupos (resultados significativos). Al descender escaleras, todos los pies de prueba arrojaron bajos índices de simetría, mostrando un patrón de movimiento asimétrico, que fue similar entre el pie *Proprio* y los pies convencionales. Por lo tanto, los individuos con ATT unilateral, pueden beneficiarse al sortear escaleras con el uso del pie *Proprio* u otros pies controlados por microprocesador que permitan la flexión dorsal activa durante el balanceo.

Yeung, y otros (2013), investigaron los efectos de caminar largas distancias sobre la presión en la interfaz muñón-encaje, en la sensibilidad táctil del muñón y en las evaluaciones subjetivas. Participaron 5 ATT unilaterales utilizando el pie protésico *SACH*. Los sujetos fueron medidos antes de caminar, a los 30 y 60 minutos de caminata. Después de 1 hora de marcha en caminadora, hubo reducciones significativas en la presión máxima, en la depresión poplítea y en la región tibial lateral anterior en comparación con los datos basales. La presión máxima en el tendón rotuliano y la tibial medial anterior también se redujeron, pero sin alcanzar significación estadística. Después de la caminata, el umbral de presión táctil en la depresión poplítea aumentó significativamente, lo que indica una reducción de la sensibilidad táctil en la región. Los umbrales de presión táctil en otras regiones de prueba no tuvieron cambios significativos. La fatiga de los flexores plantares del lado indemne era la principal dificultad que enfrentan los cinco sujetos al caminar largas distancias.

Segal & Klute (2014), buscaron identificar la respuesta cinemática de amputados, a una perturbación medio lateral, para comprender mejor, cómo la pérdida del miembro y la prescripción de prótesis puede afectar el equilibrio y la recuperación de este. Participaron 10 ATT y 12 sujetos sanos. Se evaluaron los pies protésicos *ESAR Seattle Lightfoot2* y *Highlander*. Se midió la FRS, la velocidad de la marcha, el ancho del paso, el centro de masa, el ángulo de inclinación del pie y del tronco mientras se aplicó una perturbación en dirección

medio lateral, justo antes del apoyo de talón. Los participantes estaban cegados solo al momento de la aplicación de la perturbación, no así al miembro o la dirección de la perturbación. La velocidad de marcha autoseleccionada de los ATT fue similar a los no amputados. La anchura de paso y la variabilidad de éste, no fue diferente al usar el pie *Seattle Lightfoot2* o el *Highlander*. En el primer paso de recuperación, los amputados abrieron más el paso, en comparación a los sujetos sanos. Tras la perturbación, el miembro amputado, requirió 5 pasos para volver al ancho del paso normal, en contraste a los dos pasos que necesitó el miembro indemne. Los pies protésicos con diferentes propiedades de rigidez no obtuvieron resultados con diferencias significativas.

De Asha, y otros (2014), buscaron determinar si el efecto de frenado ejercido por el centro de masa, en ATT y ATF con uso habitual de prótesis de tobillo y pie rígidos, se redujo cuando se cambió a una prótesis de tobillo y pie hidráulica. Participaron 11 ATT y 8 ATF. Se evaluaron los pies *ESAR* de uso habitual (*Esprit*, *Seattle Litefoot*, *FlexFreedom* y *Elite a*) y el pie accionado *Echelon*. Fueron medidas la FRS, la velocidad de la marcha, el desplazamiento del CP bajo el pie protésico, tiempo de apoyo unilateral, el largo y el tiempo del paso y la cadencia, al caminar en terreno llano. Ambos sub-grupos de amputados, tuvieron una progresión significativamente más suave y más rápida del CP debajo del pie protésico. Disminuyó la velocidad anterior del centro de masa durante la fase de apoyo de la prótesis ("Efecto de frenado") y aumentó la

velocidad de la marcha autoseleccionada, con el pie *Echelon*, sin embargo, las asimetrías espacio-temporales entre los miembros no se vieron afectadas.

Bonnet, y otros (2014), evaluaron el nivel de satisfacción del usuario, al usar un nuevo pie geriátrico (*NGF*) versus el pie *SACH*, en personas mayores de baja actividad, además de la distancia recorrida y la presión en el zócalo. Participaron 12 ATT separados en dos grupos según su pie prescrito (6 usuarios del pie *SACH* Y 6 del pie *NGF*). Se midió la presión media en el zócalo, la capacidad de marcha y la satisfacción con la prótesis al caminar en terreno llano. Se llevaron a cabo 2 sesiones. En la primera se realizaron las mediciones con el pie prescrito de cada paciente, tras lo cual se realizó el cambio de pie (a un *SACH* o a un *NGF* según fuera el caso), para tras dos semanas, volver a realizar las mediciones con el nuevo pie. La comparación de los dos grupos, demuestra un mayor nivel de satisfacción cuando se utiliza el *NGF*. Este aumento es significativo para el puntaje global del cuestionario *QUEST* (criterio principal de este estudio). Por otra parte, el nivel de satisfacción mejorado, con respecto a la comodidad, puede explicarse por la reducción del pico de presión en la zona proximal de la cara anterior del muñón.

Agrawal, y otros (2014), buscaron conocer las diferencias funcionales en la simetría del trabajo externo, entre cuatro modelos de pies protésicos, en ATT unilaterales de Nivel K2 y K3, durante el ascenso y descenso de una rampa.

Participaron 10 ATT unilaterales, separados en dos grupos según su MFCL (5 nivel K2 y 5 nivel K3). Se evaluaron los pies protésicos convencionales *SACH* y *SAFE*, el pie *ESAR Talux* y el pie accionado *Proprio*. Se midió la FRS al subir y bajar una rampa. Se llevaron a cabo 6 sesiones. En la primera se midió la prótesis de uso habitual y luego se entrenó y se dio un TA con esta misma. En la segunda, se midió la prótesis de uso habitual, entrenada y se cambió la prótesis al azar y se entrenó y aclimató con esta. En la tercera, se realizó la medición de la prótesis instalada la sesión anterior y se volvió a cambiar la prótesis, más su respectivo entrenamiento y aclimatación. En la cuarta, quinta y sexta, se llevó a cabo el mismo proceso de las sesiones precedentes. Hubo una mejora significativa en la simetría del trabajo externo para ambos grupos estudiados, en el ascenso y descenso de la rampa, después del entrenamiento. El pie *Talux* obtuvo los mayores valores de simetría del trabajo externo en cuatro de los cinco sujetos de nivel K2 y en cuatro de los cinco sujetos de nivel K3. No hubo diferencias significativas entre el pie *Talux* y el pie *Proprio*. El pie protésico parece influir en la simetría del trabajo externo, de mayor forma durante la marcha en declive que en la marcha con pendiente en ascenso. Los ATT unilaterales de nivel K2 lograron una mayor simetría en la respuesta dinámica, al utilizar pies protésicos clasificados en nivel K3.

Johnson, y otros (2014), buscaron determinar la media y la variabilidad del MTC (distancia mínima del dedo del pie con el suelo) durante la marcha y si

fue afectado cuando ATT unilaterales cambiaron el uso de su pie protésico habitual por uno controlado hidráulicamente. Participaron 21 ATT unilaterales. Se evaluaron los pies *ESAR* habituales *Esprit*, *Multiflex*, *Flex-Foot*, *Elite* y *Seattle Litefoot* y el pie accionado *Echelon*. Se midió la velocidad de la marcha, la MTC y los ángulos articulares al caminar sobre terreno llano a una velocidad autoseleccionada. La MTC media aumentó para ambos miembros cuando se usó el pie *Echelon* en comparación con los pies *ESAR*, por lo tanto, se corre un menor riesgo de caída, al haber una mayor altura del pie respecto al suelo,

Russell & Wilken (2014), compararon la carga articular de la rodilla, entre las prótesis pasivas y accionadas, entre el miembro sano y el protésico y entre ATT y controles sin discapacidad. Participaron 10 ATT jóvenes asintomáticos y 10 sujetos sanos. Se evaluaron los pies protésicos *ESAR VSP*, *Flex-Foot*, *Renegade* y *Pathfinder*, y el pie accionado *BiOM*. Se midieron la FRS, momentos y ángulos articulares, momento externo flexor de rodilla, momento externo de aducción de rodilla y satisfacción del paciente al caminar en terreno llano a tres velocidades autoseleccionadas distintas (lenta, media y rápida). Las velocidades autoseleccionadas y la calificación de la capacidad de deambulación, no fueron significativamente diferentes entre las condiciones de prótesis. La prótesis accionada reduce el pico de la fuerza de reacción del suelo, la tasa de carga y el pico del momento externo flexor de rodilla, pero no redujo el pico del momento externo de aducción de rodilla. La mejora de algunos de los factores de carga

del miembro con la prótesis accionada, indica que puede ser útil para la reducción de factores de riesgo ligados al desarrollo de enfermedades degenerativas.

Arifin, y otros (2014), evaluaron los efectos de varios modelos de prótesis de pie, en la estabilidad postural de ATT, al estar de pie sobre diferentes superficies de apoyo. Participaron 10 ATT Y 9 sujetos sanos. Se evaluaron los pies *SACH*, *Single Axis* y *Talux*. Midieron la estabilidad, el equilibrio y la funcionalidad en la comunidad al mantener el equilibrio en una plataforma con movimiento, durante 20 segundos. En la sesión uno se realizó la prueba de equilibrio y se cambió de pie. En la segunda y tercera sesión, se realizan las mediciones de los pies restantes. Los resultados mostraron que el índice de estabilidad general fue significativamente mayor en el pie *Talux* que en el pie *SACH*. La estabilidad postural de los amputados medidos a partir de los índices de estabilidad general, estabilidad anteroposterior, y estabilidad medio lateral no se vio afectada significativamente por la interacción entre los tipos de prótesis de pie. Las diferencias entre los tipos de prótesis de pie frente a los sujetos sanos, sólo se pueden distinguir cuando las personas estaban de pie sobre una superficie flexible. Los ATT mostraron un aumento en la inestabilidad postural en la dirección medio lateral, por lo que la restauración de la estabilidad en el plano frontal y la mejora de la propiocepción del muñón deben ser la base de los programas de rehabilitación.

De Asha & Buckley (2015), buscaron determinar los efectos de la velocidad de la marcha, sobre la MIT y sobre la relación temporal entre este espacio libre y la velocidad pico de oscilación. Participaron 10 ATT unilaterales. El pie utilizado fue el *Esprit*. Se midió la FRS, la velocidad de la marcha, la velocidad anterior pico, la MIT y el centro de masa del segmento pierna, al caminar en un terreno llano de 8 metros. Los participantes caminaron a 3 velocidades distintas (lenta, velocidad habitual y rápida). El aumento de la velocidad de la marcha, no se relaciona con un aumento en la MIT en el lado protésico, lo que sugiere que la modulación de la altura libre del pie con el suelo relacionada a la velocidad de la marcha, ocurre a causa del tobillo del miembro intacto en la fase oscilante. La relación temporal entre la velocidad máxima del pie y la distancia mínima del pie con el suelo en cada miembro, sugiere que la coordinación entre los miembros inferiores en la fase oscilante, no se ve afectada por la amputación transtibial.

Russell, Aldridge, & Wilken, 2016, compararon el trabajo de transición paso a paso y la demanda metabólica, durante la marcha sobre un terreno nivelado y otro inclinado, utilizando prótesis *ESAR* y accionadas. Participaron 6 ATT y 6 sujetos sanos. Se evaluaron los pies *ESAR Flex-Foot*, *Renegade* y *Pathfinder* y el accionado *BiOM*. Se midió la FRS, la velocidad de la marcha, el momento de tobillo, el ángulo de despegue de los dedos, el trabajo de transición de paso a paso y el GE al caminar sobre terreno llano a una velocidad

estandarizada, sobre una cinta rodante y una pendiente de 5° de inclinación. La prótesis accionada mejoró la tasa metabólica y el trabajo de transición paso a paso en un terreno llano, con pocas consecuencias negativas sobre la rampa. Estos resultados pueden ser utilizados para guiar el desarrollo y uso de prótesis accionados de forma activa en individuos de alto funcionamiento.

6. DISCUSIÓN

La discusión de los resultados obtenidos tras la revisión bibliográfica sistemática, se realizó caracterizando el desempeño funcional de las distintas categorías de pies protésicos, comenzando por los pies convencionales, seguido por los pies *ESAR* y terminando con los pies accionados. Además, en cada una de estas, se profundizó, de contar con los datos necesarios, sobre los distintos modelos de pies correspondiente a cada categoría. Esto debido a que, si bien los pies protésicos se pueden agrupar en estas tres grandes categorías, los pies pertenecientes a cada una de ellas, difieren entre sí, por sus características de diseño, las que determinarían su desempeño al ser usadas por los ATT.

6.1. Pies convencionales

Los pies convencionales son los más comúnmente usados y prescritos. Su diseño es básico, lo que los limita en su desempeño funcional en relación a los demás tipos de pies protésicos.

Una de las alteraciones en la ambulación de ATT es la sobrecarga del miembro indemne, la que alcanza valores más altos cuando se usan pies convencionales, llegando a presentar una FRS vertical, en el lado indemne, del 80% del peso corporal, en comparación al 67% registrado con el uso de pies

ESAR (Goujon, y otros, 2006). También presentan un rango de movilidad limitado e inferior a los de un pie normal, es por ello que en actividades que involucren mayores ROM, se verán en desventaja en comparación a pies más avanzados como los *ESAR* y accionados. Es así como al caminar en un plano inclinado, por ejemplo, los pies convencionales usados por un grupo de edad avanzada, presentan una menor longitud del paso, cadencia y velocidad de marcha, además de menores momentos articulares en ambos miembros, en comparación a un GC de sujetos sanos (Vickers, y otros, 2008).

Otra actividad cotidiana al deambular que requiere gran movilidad, es el sortear escaleras, en donde el pie convencional no presenta mayor diferencia en la simetría de trabajo externo, respecto a pies accionados y *ESAR* durante el descenso, y si bien su desempeño es menor que con el uso de pies más avanzados, en ausencia de estos, el solo realizar un entrenamiento estandarizado con los pies convencionales, mejora la simetría de trabajo externo al subir y bajar escaleras (Agrawal, y otros, 2013).

Dentro de los modelos de pies convencionales, el pie *SACH*, es el pie más comúnmente usado. Es por ello que también es uno de los más estudiados. Así lo demuestra nuestra revisión, siendo el foco principal de evaluación en los estudios más antiguos y no perdiendo presencia en los más actuales, debido a que la mayoría de las comparaciones de pies más avanzados con pies

convencionales, se realizan en torno a él. Al ser el pie *SACH*, un pie convencional con un diseño básico, hace que también sean bastante básicas las actividades en las que se puede desempeñar con éxito. Por esto, es que su uso se recomienda para personas con un nivel de actividad bajo (nivel K1 o K2), ya que tiene un peor rendimiento durante la marcha, en comparación con pies *ESAR*, al ser evaluado en personas físicamente activas (Hsu, y otros, 2006).

El pie *SACH* también es el que presenta menor ROM, debido a su quilla rígida y a que no presenta partes móviles (articulación de tobillo). En relación a esto, al adicionar un tobillo ME al pie *SACH*, éste mejora la capacidad para generar impulsos de propulsión en la pierna residual durante la marcha, lo que ayuda a incrementar la simetría de ésta (Zmitrewicz, y otros, 2006). Es en la fase de propulsión, en la que el pie *SACH*, presenta mayores valores de impulso vertical en el miembro protésico que en el indemne y en la fase de frenado presenta valores más altos de FRS en dirección medio lateral en comparación con un pie *ESAR* (Svoboda, y otros, 2012).

En relación a las FRS, estas se transmiten a través del pie protésico, el pilón y el encaje, hasta el muñón. De esto se desprende un parámetro muy interesante de medir a la hora de evaluar los pies protésicos. Este es la presión que se genera entre el encaje y el muñón. Es un valor que depende de varios factores de la prótesis, en este caso transtibial, y no solo del pie protésico. Es

por ello que es necesario aislar de la mejor manera la repercusión que tendrá el pie protésico, al momento de estudiar su influencia en la presión entre la toma y el muñón. La presión en la interfaz toma-muñón, con el pie convencional *SACH*, tras caminar largas distancias, disminuye debido a la mayor carga sobre el lado indemne, la menor magnitud de la aceleración y desaceleración del centro de masa, disminuyendo la FRS y a una disminución en el volumen del muñón a causa del efecto de succión del encaje y también se produce, un aumento del umbral de presión táctil, lo que provoca una reducción en la sensibilidad táctil (Yeung, y otros, 2013).

El pie convencional *Gery Proteor (NGF)*, está diseñado para el paciente geriátrico con bajos niveles de funcionalidad, al igual que el pie *SACH*. Sin embargo, el NGF presenta mejoras de diseño en relación al pie *SACH*, como lo son una quilla más flexible en el plano sagital y mejoras en la espuma de amortiguación. Estas mejoras, producen un mayor nivel de satisfacción al usar el pie *NGF*, en comparación al pie *SACH*, siendo la comodidad, uno de los criterios en que éste fue mejor, lo que se debe a la reducción de la presión en el muñón (Bonnet, y otros, 2014).

Continuando con los pies convencionales más básicos, está el pie *Jaipur*, originario de la India, pero que actualmente es ampliamente distribuido en varios países en vías de desarrollo de África y Asia principalmente. Es un pie

que se caracteriza porque no posee una quilla o núcleo rígido y gracias a su fabricación en caucho vulcanizado de alta resistencia al desgaste, posee gran movilidad, lo que permite realizar múltiples actividades. Pero en comparación a otros pies convencionales este presenta la peor eficiencia energética y el menor porcentaje de simetría en relación a la longitud del paso, entre pierna indemne y residual (Goujon, y otros, 2006).

Los pies convencionales que presentan una parte móvil, simulando la articulación de tobillo, pueden tener movilidad en uno o varios ejes y otorgar al pie protésico un mayor ROM. Es el caso del pie *Greissinger*, el cual es uno de los pies convencionales con un componente móvil en los tres ejes, que posibilita a las personas que requieren una mayor demanda de actividad, tener un mejor desempeño en comparación a los pies convencionales más básicos. El pie *Greissinger* permite una mayor cadencia y velocidad de marcha, debido a que presenta el mayor porcentaje de simetría de longitud del paso, entre el lado protésico e indemne, e imita de mejor manera la acción muscular de la marcha normal, lo que, en su conjunto lo lleva a presentar la mejor eficiencia energética respecto a los demás pies convencionales de uso habitual (Lenka & Kumar, 2010).

6.2. Pies de almacenamiento y retorno de energía (*ESAR*)

Los pies *ESAR* presentan como principal característica su comportamiento elástico. Esto se observa al deformarse como respuesta a la carga, en donde se acumula energía potencial y luego vuelve a su forma inicial, tras el cese de la carga, en donde se produce la liberación de energía y ésta, en última instancia, favorece la propulsión del cuerpo hacia adelante. Esta acción propulsora de los *ESAR*, se observa a través de una mejora en el desplazamiento dinámico del cuerpo, durante la fase de apoyo del lado sano (Goujon, y otros, 2006).

Son generalmente prescritos a personas con niveles de actividad moderado y alto (K3 y K4), a quienes permiten que participen en actividades físicas más vigorosas (Hsu, y otros, 2006). Por el contrario, los amputados vasculares de edad avanzada con niveles de actividad bajos, pueden no beneficiarse con el uso de pies *ESAR* (Zmitrewicz, y otros, 2006). Sin embargo, los ATT con nivel de funcionalidad K2, pueden lograr una mayor simetría de trabajo externo utilizando los pies de categoría K3 (*ESAR*), al momento de sortear escaleras (Agrawal, y otros, 2013).

La deformación que sufren los pies *ESAR*, además de producir el efecto de propulsión como respuesta a la carga, simula la movilidad de la articulación

de tobillo. Es gracias a esta mayor gama de movimiento en la región de tobillo y a una disminución en la movilidad de flexión en la región del pie, a lo que se atribuye la mayor velocidad de marcha y la disminución del pico de FRS anteroposterior del miembro indemne al caminar (Goujon, y otros, 2006).

Si bien los pies *ESAR*, gracias a sus características, imitan en gran medida el funcionamiento normal del pie humano, tienen una fase de apoyo más corta y una de oscilación más larga que el miembro intacto y sus ROM de tobillo son menores que los de sujetos sanos (Ferris, y otros, 2012).

Los pies *ESAR*, presentan buenos resultados al ser comparados con las demás categorías de pies, en aspectos como satisfacción del usuario y funcionalidad, no encontrándose diferencias significativas al ser comparado con el pie accionado *BIOM*, en pruebas de rendimiento físico ni de satisfacción del paciente tras caminar sobre un terreno llano (Ferris, y otros, 2012), y tampoco en las pruebas de funcionalidad, evaluadas sobre un plano inclinado, versus el pie accionado *Proprio* (Delussu, y otros, 2013).

La inestabilidad generada por el uso de una prótesis, está en directa relación con las posibilidades de sufrir caídas, además de la sensación de inseguridad y miedo, y esta inestabilidad se presenta en mayor medida en el plano frontal. Usando los pies *ESAR*, la perturbación latero-medial durante la

marcha, no provoca una disminución en la velocidad de esta, en comparación a sujetos sanos, pero si se observa, que la respuesta de recuperación de la estabilidad, es mayor para la pierna protésica, en relación a la indemne y a los sujetos sanos (Segal & Klute, 2014).

6.3. Pies accionados

Estos pies tienen como principal característica, la de presentar movimiento activo de su sección móvil (articulación de tobillo). Han estado en constante estudio en los últimos años, siendo comparados tanto con pies convencionales como con pies *ESAR*. Los pies accionados evaluados por los estudios seleccionados en esta revisión, son el pie *Proprio*, el pie *ECHELON* y el pie *BiOM*.

El pie *Proprio* fue el primer pie accionado disponible comercialmente. Este posee un accionamiento eléctrico, el cual cambia de forma activa los rangos de flexión dorsal y plantar, mediante sensores de posición y acelerómetros. Esto permite a los usuarios, poder sortear de mejor manera los obstáculos que se presentan al deambular. Es por ello que los estudios en torno a este pie son, principalmente, realizando actividades que exigen gran movilidad de la sección articulada. Todas estas características suponen un desempeño cada vez más similar al pie normal. En relación a las cargas en la interfaz toma-muñón usando

el pie *Proprio*, presentan valores menores, en comparación a los pies *ESAR*, en actividades de diferente nivel de exigencia (Mai, y otros, 2012). Por otra parte, es un pie capaz de reducir el coste energético de caminar sobre un tapiz rodante a nivel y con inclinación, a pesar de su peso extra, en comparación a pies *ESAR* (Delussu y otros, 2013).

Un aspecto interesante del pie *Proprio*, es su comportamiento cuando este tiene su accionamiento de tobillo activado o desactivado, en donde las diferencias entre estas modalidades no son significativas en relación al GE y en la dificultad de caminar en planos inclinados, y ambas modalidades presentan mejores resultados que los pies *ESAR* (Darter & Wilken, 2014). Al ser evaluado en escaleras, durante el ascenso este presenta una mayor simetría de trabajo externo entre el miembro protésico y el indemne, en comparación con pies convencionales y *ESAR*, en cambio, en el descenso el patrón asimétrico fue similar entre estos (Agrawal, y otros, 2013). En relación al rendimiento durante actividades de ambulación, el pie *Proprio*, presenta mejoras en relación a pies convencionales y *ESAR* (Gailey, y otros, 2012).

El pie *Echelon*, es un pie de accionamiento hidráulico. Este reduce o elimina el desplazamiento posterior y las fluctuaciones de velocidad del centro de presión bajo el pie protésico y permite que el vástago protésico gire sobre el pie, más rápido durante el doble apoyo, cambios que se asocian con un aumento

de la velocidad de marcha, en comparación con pies *ESAR* (De Asha, y otros, 2013). También, disminuye la velocidad anterior del centro de masa durante la fase de apoyo del miembro protésico ("Efecto de frenado"), aumentando así, la velocidad de la marcha en comparación con pies *ESAR* (De Asha, y otros, 2014). Además, el pie *Echelon* aumenta la MTC durante la oscilación, tanto para el miembro protésico e indemne, lo que conlleva a un menor riesgo de caída (Johnson, y otros, 2014).

En relación a mediciones subjetivas, el pie *Echelon* presenta una mayor satisfacción del paciente, en comparación a los pies *ESAR*, siendo los ámbitos con mayor mejoría, la satisfacción con la prótesis y la satisfacción durante la marcha (Sedki & Moore, 2012).

El pie *BiOM*, se caracteriza por generar trabajo neto durante el movimiento de flexión plantar al final de la fase de apoyo, proporcionando la propulsión que produce el tríceps sural en un miembro indemne, además de presentar una sección articulada que brinda una gran amplitud de movimiento. Con el pie *BiOM*, el rango articular del tobillo es un 30% mayor en comparación a los pies *ESAR*, al igual que el momento pico dorsiflexor, en un 40% y en comparación con el pie indemne, muestra un mayor largo del paso y un menor momento pico de flexión plantar, de un 10%, provocando asimetrías que pueden deberse a la función uniarticular de este pie (Ferris, y otros, 2012).

Las velocidades autoseleccionadas y la calificación de la capacidad de deambulación no presentan diferencias significativas entre el *BiOM* y pies *ESAR*, sin embargo, el *BiOM*, reduce el pico de la FRS, la tasa de carga y el pico del momento flexor de rodilla (no así el pico del momento de aducción de rodilla), lo que indica que su uso disminuiría los factores de riesgo de desarrollar osteoartritis de rodilla (Russell & Wilken, 2014).

Al usar el pie *BiOM*, aumenta la velocidad de marcha autoseleccionada, la flexión plantar del tobillo y la distancia del pie con el suelo durante la oscilación, en comparación con los pies *ESAR*, pero no se logra normalizar la cinemática de la articulación de la rodilla y la cadera (Gates, Aldridge, & Wilken, 2013), lo cual sugiere un desafío para la mejora del diseño de este pie y futuros modelos.

7. CONCLUSIÓN

El desempeño funcional de los pies protésicos depende de su correcta prescripción, además de un entrenamiento adecuado, para poder hacer uso a cabalidad de las capacidades del dispositivo protésico.

En pacientes con niveles de actividad más bajos, los pies que mejor cubren sus necesidades funcionales, son los pies convencionales. Dentro de esta categoría, los pies no articulados favorecen a pacientes menos activos, pues son más estables y seguros durante la marcha, tal es el caso de los pies *SACH* y *NGF*. A pacientes con demandas un poco más exigentes, los pies convencionales uniaxiales o multiaxiales, les permiten realizar actividades más complejas, como caminar sobre planos inclinados o sortear obstáculos como escaleras u otros.

Los pies protésicos *ESAR* y accionados, comparten al tipo de pacientes al que están destinados, siendo estos pacientes jóvenes y/o con demandas altas de actividad. Los pies accionados tienen ventaja en su desempeño funcional sobre los *ESAR*, debido a los movimientos activos de flexión plantar en la fase de propulsión y flexión dorsal en la de oscilación, comparados a la deformación como respuesta a la carga de los pies *ESAR*. Sin embargo, la accesibilidad de

los pies accionados es baja, por su valor comercial y disponibilidad, lo que hace más común el uso de pies *ESAR* en estos pacientes.

El campo de los pies protésicos está avanzando constantemente, debido al desarrollo tecnológico y a las altas demandas funcionales por parte de los pacientes, por lo que seguirá tomando importancia imitar la biomecánica del pie humano en el diseño de dispositivos protésicos futuros.

8. REFERENCIAS

© 2017 Fairview Health Services. (2017). Learning to Use a Prosthesis. Obtenido de <https://www.fairview.org/HealthLibrary/Article/88870>

© Amputee Coalition. (2015). Fact Sheet. Prosthetic Feet. Knoxville. Obtenido de amputee-coalition.org

© Amputee Coalition of America. (2008). Fact Sheet. Limb Loss Definitions.

Agrawal, V., Gailey, R. S., Gaunard, I. A., O'Toole, C., Finnieston, A., & Tolchin, R. (23 de Abril de 2014). Comparison of four different categories of prosthetic feet during ramp ambulation in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(5), 380-389. doi:10.1177/0309364614536762

Agrawal, V., Gailey, R. S., Gaunard, I. A., O'Toole, C., & Finnieston, A. A. (2013). Comparison between microprocessor-controlled ankle/foot and conventional prosthetic feet during stair negotiation in people with unilateral transtibial amputation. *J Rehabil Res Dev*, 50(7), 941-950. doi:10.1682/JRRD.2012.05.0093

Agrawal, V., Gailey, R. S., O'Toole, C., Gaunard, I., & Finnieston, A. (Octubre de 2013). Influence of gait training and prosthetic foot category on external work symmetry during unilateral transtibial amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(5), 396-403. doi:10.1177/0309364612473501

Allen, A., Heise, G. D., & Smith, J. D. (s.f.). Lower Extremity Mechanical Work Of Different Prosthetic Feet: An Immediate Response Case Study. Obtenido de <http://www.asbweb.org/conferences/2010/abstracts/279.pdf>

American Thoracic Society. (2002). ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol 166 111-117.

- Arifin, N. (2016). The Influence Of Prosthetic Foot Types And Altered Sensory Conditions On The Postural Stability Of Below-Knee Amputees During Upright Standing. Tesis doctoral, University Of Malaya, Faculty Of Engineering, Kuala Lumpur. Obtenido de http://studentsrepo.um.edu.my/6307/1/Thesis_Final_V2_Nooranida_2016.pdf
- Arifin, N., Osman, N. A., Ali, S., Gholizadeh, H., & Wan Abas, W. A. (5 de Junio de 2014). Postural Stability Characteristics of Transtibial Amputees Wearing Different Prosthetic Foot Types When Standing on Various Support Surfaces. *The Scientific World Journal*, 2014. doi:10.1155/2014/856279
- Bachlin, M., Plotnik, M., Roggen, D., Maidan, I., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2010). Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 436-446.
- Baker, R. (Marzo de 2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. doi:10.1186/1743-0003-3-4
- Banks, J., Marmot, M., Oldfield, Z., & Smith, J. P. (Mayo de 2006). Disease and Disadvantage in the United States and in England. *Journal American Medical Association*, 295(17), 2037-2045. doi:10.1001/jama.295.17.2037
- Bassett, D. R. (2000). Validity and Reliability Issues in Objective Monitoring of Physical Activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(2), 30-36. doi:10.1080/02701367.2000.11082783
- Bellet, N. R., Adams, L., & Morris, N. R. (2012). The 6-minute walk test in outpatient cardiac rehabilitation: validity, reliability and responsiveness a systematic review. *Physiotherapy*, 98(4), 277-286. doi:10.1016/j.physio.2011.11.003
- BionX Medical Technologies, Inc. (05 de Diciembre de 2016). Bionx. Inspired by you. Obtenido de <http://www.bionxmed.com/>

- Bock, O. (2000). Compendio de prótesis. Prótesis para la extremidad inferior. Duderstadt: Schiele & Schön.
- Bonnet, X., Adde, J. N., Gedouin-Toquet, A., & Eveno, D. (13 de Enero de 2014). Evaluation of a new geriatric foot versus the Solid Ankle Cushion Heel foot for low-activity amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(2). doi:10.1177/0309364613515492
- Brent L, A., & Schmitz, R. J. (Octubre de 1998). Examination of Balance Measures Produced by the Biodex Stability System. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 323-327.
- Chen, Y.-C., Lou, S.-Z., Huang, C.-Y., & Su, F.-C. (Marzo de 2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical Biomechanics*, 25(3), 265-270. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007
- Cherelle, P., Mathijssen, G., Wang, Q., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2014). Advances in Propulsive Bionic Feet and Their Actuation Principles. *Advances in Mechanical Engineering*.
- Cimolin, V., & Galli, M. (Abril de 2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 39(4), 1005-1010. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.001
- Conrad, C., Chamliam, T. R., Satomi Ogasowara, M., Guedes Souza Pinto, M. A., & Masiero, D. (Abril/Junio de 2015). Translation into Brazilian Portuguese, cultural adaptation and validation of the Prosthesis Evaluation Questionnaire. *Jornal Vascular Brasileiro*, 14(2), 110-114. doi:10.1590/1677-5449.0038
- Corporate, ©. Ö. (2016). Össur. Life without limitations. Obtenido de <http://www.ossur.com/corporate/>
- Darter, B. J., & Wilken, J. M. (Febrero de 2014). Energetic consequences of using a prosthesis with adaptive ankle motion during slope walking in persons with a transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 38(1), 5-11. doi:10.1177/0309364613481489

- De Asha, A. R., & Buckley, J. G. (Abril de 2015). The effects of walking speed on minimum toe clearance and on the temporal relationship between minimum clearance and peak swing-foot velocity in unilateral trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(2), 120-125. doi:10.1177/0309364613515493
- De Asha, A. R., Johnson, L., Munjal, R., Kulkarni, J., & Buckley, J. G. (Febrero de 2013). Attenuation of centre-of-pressure trajectory fluctuations under the prosthetic foot when using an articulating hydraulic ankle attachment compared to fixed attachment. *Clinical Biomechanics*, 28(2), 218-224. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.11.013
- De Asha, A. R., Munjal, R., Kulkarni, J., & Buckley, J. G. (Agosto de 2014). Impact on the biomechanics of overground gait of using an 'Echelon' hydraulic ankle-foot device in unilateral trans-tibial and trans-femoral amputees. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 728-734. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.06.009
- Delussu, A. S., Brunelli, S., Paradisi, F., Iosa, M., Pellegrini, R., Zenardi, D., & Trallesi, M. (Septiembre de 2013). Assessment of the effects of carbon fiber and bionic foot during overground and treadmill walking in transtibial amputees. *Gait & Posture*, 38(4), 876-882. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.009
- Endolite. (06 de Diciembre de 2016). Endolite. Obtenido de <http://www.endolite.com/>
- Ferris, A. E., Aldridge, J. M., Rábago, C. A., & Wilken, J. M. (Noviembre de 2012). Evaluation of a powered ankle-foot prosthetic system during walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(11), 1911-1918. doi:10.1016/j.apmr.2012.06.009
- Feya, N. P., Kluteb, G., & Neptunea, R. R. (2011). The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 26(10), 1025-1032.
- Fillauer Europe. (5 de Diciembre de 2016). Fillauer Europe. Obtenido de Fillauer Europe AB: <http://fillauer.com/>

- Fradet, L., Alimusaj, M., Braatz, F., & Wolf, S. I. (2010). Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait & Posture*, 32(2), 191–198.
- Franchignoni, F., Giordano, A., Ferriero, g., Orlandini, D., Amoresano, A., & Perucca, L. (2007). Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rash analysis of the mobility section of the prosthesis evaluation questionnaire. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(2), 138-144. doi:10.2340/16501977-0033
- Freedom Innovations. (04 de Diciembre de 2016). Freedom Innovations. Obtenido de <http://www.freedom-innovations.com/>
- Gailey, R. S., Gaunard, I., Agrawal, V., Finnieston, A., O'Toole, C., & Tolchin, R. (2012). Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev*, 49(4), 597-612. Obtenido de <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2012/494/page597.html>
- Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, B. E., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., . . . Nash, M. S. (2002). The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 83, Issue 5, Pages 613–627.
- Garland, T. J., Schutz, H., Chappell, M. A., Keeney, B. K., Meek, T. H., Copes, L. E., . . . Eisenmann, J. C. (2011). The biological control of voluntary exercise, spontaneous physical activity and daily energy expenditure in relation to obesity: human and rodent perspectives. *The Journal of Experimental Biology*, 206-229. doi:10.1242/jeb.048397
- Gates, D. H., Aldridge, J. M., & Wilken, J. M. (Abril de 2013). Kinematic comparison of walking on uneven ground using powered and unpowered prostheses. *Clinical Biomechanics*, 28(4), 467-472. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.03.005
- González, A., Calleja, V., López, L., Padrino, P., & Puebla, P. (01 de Octubre de 2009). Universidad Autónoma de Madrid. Obtenido de

https://www.uam.es/personal_pdi/stmaria/jmurillo/InvestigacionEE/Presentaciones/Encuesta_doc.pdf

- Goujon, H., Bonnet, X., Sautreuil, P., Maurisset, M., Darmon, L., Fode, P., & Lavaste, F. (Agosto de 2006). A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 30(2), 213-223. doi:10.1080/03093640600805134
- Gowitzke, B. A., & Milner, M. (1999). Introducción. En B. A. Gowitzke, & M. Milner, *El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas* (pág. 15). Barcelona: Paidotribo.
- Hafner, B. J., Sanders, J. E., Czerniecki, J., & Fergason, J. (Junio de 2002). Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis? *Clinical Biomechanics*, 17(5), 325-344. doi:10.1016/S0268-0033(02)00020-7
- Hernigou, P. (Junio de 2013). Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). *International Orthopaedics*, 37(6), 1195–1197. doi:10.1007/s00264-013-1884-7
- Highsmith, J. M., Kahle, J. T., Kaluf, B., Miro, R. M., J., M. L., & Klenow, T. D. (2016). Psychometric Evaluation Of The Hill Assessment Index (Hai) And Stair Assessment Index (Sai) In High-Functioning Transfemoral Amputees. *Technology and Innovation*, 18(2-3), 193-201. doi:10.21300/18.2-3.2016.193
- Hsu, E., & Cohen, S. P. (12 de Febrero de 2013). Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment. *Journal of Pain Research*, 6, 121-136. doi:10.2147/JPR.S32299
- Hsu, M.-J., Nielsen, D. H., Lin-Chan, S.-J., & Shurr, D. (Enero de 2006). The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(1), 123-129. doi:10.1016/j.apmr.2005.07.310
- Johannsen, D. L., Calabro, M. A., Stewart, J., Franke, W., Rood, J. C., & Welk, G. J. (Marzo de 2010). Accuracy of Armband Monitors for Measuring

Daily Energy Expenditure in Healthy Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2134-2140. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e0b3ff

Johnson, L., De Asha, A. R., Munjal, R., Kulkarni, J., & Buckley, J. G. (2014). Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: Effects of passive hydraulic ankle. *JRRD*, 51(3), 429-438. doi:10.1682/JRRD.2013.05.0126

K Singh, A. (2012). Bionic Feet. *International Journal of Computer & Organization Trends*, 2(6), 216-242.

Kingsley Mfg. Co. (6 de Diciembre de 2016). Kingsley Orthotics & Prosthetics. Obtenido de <http://www.kingsleymfg.com/KMFGStore/Default.asp>

Lagerros, Y. T., & Lagiou, P. (29 de Junio de 2007). Assessment of physical activity and energy expenditure in epidemiological research of chronic diseases. *Eur J Epidemiol*, 22, 353–362. doi:10.1007/s10654-007-9154-x

Lemoyne, R. (15 de Febrero de 2015). Advances regarding powered prosthesis for transtibial amputation. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(1), 1-34. doi:10.1142/S021951941530001X

LeMoyne, R. (2016). *Advances for Prosthetic Technology*. Japan: Springer.

Lenka, P., & Kumar, R. (2010). Gait Comparisons of Trans Tibial Amputees with Six Different Prosthetic Feet in Developing Countries. 21(1), 8-14. Obtenido de <http://www.ijpmr.com/ijpmr1001/100103.pdf>

Levine, J. A. (2005). Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutrition*, 8(7A), 1123-1132. doi:10.1079/PHN2005800

Liedtke, C., Fokkenrood, S. A., Menger, J. T., Van der Kooij, H., & Veltink, P. H. (2007). Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces. *Gait & Posture*, 39-47.

Lovegreen, W., Murphy, D. P., Smith, W. K., Stevens, P., & Webster, J. (2016). Lower Limb Amputation And Gait. En Braddom's, & D. X (Ed.),

Physical Medicine & Rehabilitation (Quinta ed., págs. 191-223).
Canada: Elsevier.

- Mai, A., Commuri, S., Dionne, C. P., Day, J., Ertl, W. J., & Regens, J. L. (Octubre de 2012). Effect of prosthetic foot on residuum-socket interface pressure and gait characteristics in an otherwise healthy man with transtibial osteomyoplastic amputation. *Journal of Prosthetics and Orthotics* , 24(4), 211-220. doi:10.1097/JPO.0b013e31826fdaf8
- Manterola, C., Pineda, V., & Mincir, G. (Febrero de 2008). El valor de “p” y la “significación estadística”. Aspectos generales y su valor en la práctica clínica*. *Rev. Chilena de Cirugía*, 60(1), 86-89.
- Meier III, R. H., & Melton, D. (Febrero de 2014). Ideal functional outcomes for amputation levels. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 25(1), 199-212. doi:10.1016/j.pmr.2013.09.011
- Murphy, D. (Ed.). (2014). *Fundamentals of amputation care and prosthetics*. New York: Demos Medical Publishing.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (Junio de 1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 136(2), 217-227. doi:10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x
- O'Brien, S. (2014). Lower Extremity Prosthetic Componentry. En D. Murphy, *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics* (págs. 49-58). New York, USA: Demos Medical.
- Olesnavage, K. M. (Junio de 2014). Design and Evaluation of a Cantilever Beam-Type Prosthetic Foot for Indian Persons with Amputations. Obtenido de <http://hdl.handle.net/1721.1/92132>
- Omega Prosthetic Service. (06 de Diciembre de 2016). Omega Prosthetic Service. Obtenido de <http://www.omegaprosthetic.com/home.html>
- Orliman. (07 de Diciembre de 2016). Orliman. Obtenido de <http://www.orliman.com/>

- Ortho Europe. (5 de Diciembre de 2016). Ortho Europe ®. Obtenido de Ortho Europe ®: <http://www.ortho-europe.com/>
- Orthoprotésica. (05 de Diciembre de 2016). Orthoprotésica. Obtenido de <http://orthoprotésica.com/>
- Ortoiberica. (05 de Diciembre de 2016). Ortoiberica. Obtenido de http://www.ortoiberica.com/ortopedia-protésica-exogena-ortésica/espanol/inicio_6_1_ap.html
- Össur. (05 de Diciembre de 2016). Össur. Life without limitations. Obtenido de <https://www.ossur.com/americas>
- Ottobock ©. (4 de Diciembre de 2016). Ottobock. Obtenido de Ottobock.: <https://professionals.ottobockus.com/>
- Oxford Journals. (23 de Diciembre de 2016). Oxord University Press. Obtenido de http://www.oxfordjournals.org/our_journals/tropej/online/ce_ch10.pdf
- Padula, P., & Friedmann, L. (Febrero de 1987). Acquired amputation and prostheses before the sixteenth century. *Angiology*, 38(2 Pt 1), 133-141. Obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3548491>
- Paráková, B., Míková, M., & Janura, M. (Agosto de 2007). The influence of prostheses and prosthetic foot alignment on postural behavior in transtibial amputees. *Acta Univ. Palacki. Olomuc., Gymn.*, 37(4), 37-44. Obtenido de <http://gymnica.upol.cz/pdfs/gym/2007/04/05.pdf>
- Pauole, K., Madole, K., Garhammer, I., Lacourse, M., & Rozenek, R. (2000). Reliability and Validity of the T-Test as a Measure of Agility, leg Power, and Leg Speed in College-Aged Men and Women. *Journal of Stregth and Conditioning Research*, 14(4), 443-450. doi:10.1519/00124278-200011000-00012
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of American Geriatric Society*, 39(2), 142-148.

- Powelson, T., & Yang, J. (2012). Literature review of prosthetics for transtibial amputees. *Int. J. Biomechatronics and Biomedical Robotics*, 2(1), 50-64.
- Psarras, A., Mertiri, D., & Tsaklis, P. (2016). Biomechanical Analysis Of Ankle During The Stance Phase Of Gait On Various Surfaces: A Literature Review. *Human Movement*. *Human Movement*, 17(3), 140-147. doi:10.1515/humo-2016-0026
- Rodríguez, F. A. (1995). Prescripción De Ejercicio Para La Salud (I). Resistencia Cardiorrespiratoria. *Apuntes: Educación Física y Deportes*, 87-102.
- romina, d., gfg, h., j, h., gkl, b., h, h., g, g., . . . g, g. (s.f.).
- Rusaw, D., & Ramstrand, N. R. (Agosto de 2010). Sagittal plane position of the functional joint centre of prosthetic foot/ankle mechanisms. *Clinical Biomechanics*, 25(2010), 713–720. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.005
- Russell, E., & Wilken, J. M. (9 de Septiembre de 2014). Biomechanical risk factors for knee osteoarthritis when using passive and powered ankle–foot prostheses. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1186–1192. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.09.005
- Russell, E., Aldridge, J. M., & Wilken, J. M. (Junio de 2016). Step-to-step transition work during level and inclined walking using passive and powered ankle–foot prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(3), 311-319. doi:10.1177/0309364614564021
- Sabolich, S. (Noviembre/Diciembre de 2000). Prosthetic Primer: Putting Your Best Foot Forward. *inMotion*, 10(6). Obtenido de <http://www.amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/>
- Salinas, F., & Cohí, O. (2009). Pies Protésicos. En R. Zambudio Periago, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas* (págs. 43-50). Barcelona, España: Elsevier Masson.
- Schuch, C. M., & Pritham, C. H. (Enero de 1994). International Standards Organization Terminology: Application to Prosthetics and Orthotics.

JPO Journal of Prosthetics and Orthotics, 6(1), 29-33.
doi:10.1097/00008526-199400610-00006

Sedki, I., & Moore, R. (2012). Patient evaluation of the Echelon foot using the Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire. *Prosthet Orthot Int*, 37(3), 250-254. doi:10.1177/0309364612458448

Segal, A. D., & Klute, G. K. (22 de Julio de 2014). Lower-limb amputee recovery response to an imposed error in mediolateral foot placement. *Journal of Biomechanics*, 47(12), 2911–2918. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.008

Seymour, R. (2002). Transtibial Components - Clinical Decision Making. En R. Seymour, *Prosthetics and Orthotics. Lower Limb and Spinal* (págs. 175-208). USA: Lippincott Williams & Wilkins. Obtenido de https://books.google.cl/books?id=2KlqqHS5fVoC&pg=PA181&lpg=PA181&dq=single+axis+foot&source=bl&ots=k6vV9pcgoM&sig=0gA8Z5q7UXazRq5Z4w9lmBDlh_A&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwi88Offq9rRAhVGGZAKHYFeB_o4FBD0AQgeMAE#v=onepage&q=single%20axis%20foot&f=false

Sigal, P., HaarebJudith, V., P.J., G. R., Anatl, K., Siev-Nercltzhak, A.M., S. H., Amit, G. (2010). Real-time subject-specific analyses of dynamic internal tissue loads in the residual limb of transtibial amputees. *Medical Engineering & Physics*, 32 312-323.

Smith, D. G. (Julio/Agosto de 2003). Transtibial Amputations: Successes and Challenges. *inMotion*, 13(4). Obtenido de <http://www.amputee-coalition.org/>

Supan, T., Lebedowska, M., Dodson, R., Verhulst, S., & Dufour, M. (2010). The Effect of a Talux® Prosthetic Foot on Gait Parameters and Limb Loading of Nonvascular Transtibial Amputees. *J Prosthet Orthot*, 22(1), 43-52. doi:10.1097/JPO.0b013e3181cc1890

Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L., & Elfmark, M. (Junio de 2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, 36(2), 225-230. doi:10.1177/0309364612439572

- The Ohio Willow Wood Company. (5 de Diciembre de 2016). WillowWood. Obtenido de The Ohio Willow Wood Company: <https://www.willowwoodco.com/>
- Trilogy Integrated Resource. (05 de Diciembre de 2016). Seniors and People with Disabilities. Obtenido de Aging and Disability Resource Center: <http://lrgv.tx.networkofcare.org/aging/index.aspx>
- Valanou, E. M., Bamia, C., & Trichopoulou, A. (10 de Marzo de 2006). Methodology of physical-activity and energy-expenditure assessment: a review. *J Public Health*, 14, 58-65. doi:10.1007/s10389-006-0021-0
- Varma, P., Stineman, M. G., & Dillingham, T. R. (Febrero de 2014). Epidemiology of limb loss. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 25(1), 1-8. doi:10.1016/j.pmr.2013.09.001
- Verkerke, G. J., Hof, A. L., Zijlstrab, W., & Ament, G. R. (Septiembre de 2005). Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumental treadmill. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1881-1885. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.08.015
- Vickers, D. R., Palk, C., McIntosh, A. S., & Beatty, K. T. (Abril de 2008). Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. *Gait & Posture*, 27(3), 518–529. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.06.008
- Vicon Motion Systems Ltd. (15 de septiembre de 2016). Vicon. Obtenido de Vicon: <https://www.vicon.com>
- Viladot, A. (Noviembre de 2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Rev Esp Reumatol*, 30(9), 469-477. Obtenido de <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-anatomia-funcional-biomecanica-del-tobillo-13055077>
- Viladot, A. (2004). Lecciones básica de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: MASSON.

- Volp, A. C., Oliveira, F. C., Alves, R. D., Esteves, E. A., & Bressan, J. (2011). Energy expenditure: components and evaluation methods. *Nutr Hosp*, 26(3), 430-440. doi:10.3305/nh.2011.26.3.5181
- Way Tong Chu, V. (10 de Diciembre de 2016). Assessing Proprioception in Children: A Review. *Journal of Motor Behavior*, 0(0), 1-0. doi:10.1080/00222895.2016.1241744
- Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Morris, L. O., & Sparto, P. J. (2007). The Reliability and Validity of the Four Square Step Test for People With Balance Deficits Secondary to a Vestibular Disorder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 99-104. doi:10.1016/j.apmr.2006.10.027
- Wolf, S. I., Alimusaj, M., Fradet, L., Siegel, J., & Braatz, F. (2009). Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. *Clinical Biomechanics*, Vol 24 860-865.
- Wong, C., Chen, C., & Welsh, J. (Noviembre de 2013). Preliminary assessment of balance with the Berg Balance Scale in adults who have a leg amputation and dwell in the community: Rasch rating scale analysis. *Physical Therapy*, 93(11), 1520-1529. doi:10.2522/ptj.20130009
- Yeung, L. F., Leung, A. K., Zhang, M., & Lee, W. C. (Junio de 2013). Effects of long-distance walking on socket-limb interface pressure, tactile sensitivity and subjective perceptions of trans-tibial amputees. *Disability & Rehabilitation*, 35(11), 888-893. doi:10.3109/09638288.2012.712197
- Young, P. (2014). Transtibial Amputations. En D. Murphy, *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics* (págs. 77-85). New York: Demos Medical.
- Zambudio, R. (2009). *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Masson.
- Zhang, K., Sun, M., Lester, K., Pi-Sunyer, F. X., Boozer, C. N., & Longman, R. W. (2005). Assessment of human locomotion by using an insole

measurement system and artificial neural networks. *Journal of Biomechanics*, 2276-2287.

Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Trivison, T. G., & Brookmeyer, R. (Marzo de 2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med*, 89(3), 422-429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005

Zmitrewicz, R. J., Neptune, R. R., Walden, J. G., Rogers, W. E., & Bosker, G. W. (Octubre de 2006). The Effect of Foot and Ankle Prosthetic Components on Braking and Propulsive Impulses During Transtibial Amputee Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(10), 1334–1339. doi:10.1016/j.apmr.2006.06.013

9. ANEXOS

9.1. Técnicas de medición de Gasto Energético

Enfoque	Tipo de calorímetro	Tasa metabólica basal	Gasto energético en reposo	Efecto térmico de los alimentos	Gasto energético de actividades específicas	Gasto energético diario total
Calorimetría indirecta	Habitación de circuito abierto	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí (sujetos confinados)
	Capó/pabellón de circuito abierto	Sí	Sí	Sí	Sí	No
	Colección espiratoria de circuito abierto	Sí*	Sí*	Sí*	Sí	Sí*
	Captación total de la bolsa de Douglas	Sí	Sí	Sí*	Sí	No
Calorimetría directa		Sí	Sí	Sí	Sí	Sí (sujetos confinados)
Técnicas no calorimétricas		No	No	No	No	Estimado

Figura 6: Resumen de las técnicas utilizadas para medir el GE en seres humanos.

"Sí" representa una técnica que se puede utilizar para llevar a cabo la medición respectiva y "No" en la que no se puede.

* La precisión puede ser poco fiable.

Fuente: Levine, 2005.

9.2. Fichas técnicas de pies protésicos más estudiados en esta revisión

FICHA TÉCNICA – PIES PROTÉSICOS CONVENCIONALES	
<p>SACH</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Límite de peso: 115 – 125 kg. - Peso del pie: 475 – 490 g. - Nivel MFCL: K1 – K2. - Estética: crema, bronceado y marrón. - Tallas disponibles: 22 – 31 cm. - Garantía: 12 meses. - Accesorios: 3 insertos de talón (suave, medio y firme). - Opción de prueba: 30 días. - Empresas distribuidoras: Ortho Europe, Fillauer Europe, Ottobock, Willow Wood, Kingsley, Orliman, Ortoiberica. - Precio: \$60.000 – \$160.000. - Disponibilidad en Chile o LA: Orthoprotésica (Ecuador), Omega Prosthetic Service (Puerto Rico), Otto Bock (Chile).
<p>Single-Axis</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Límite de peso: 115 kg. - Peso del pie: 475 – 490 g. - Nivel MFCL: K1 – K2. - Estética: crema, bronceado y marrón. - Tallas disponibles: 22 – 31 cm. - Garantía: 12 meses. - Accesorios: 6 parachoques anterior/posterior. - Opción de prueba: 30 días. - Empresas distribuidoras: Ottobock, Ortho Europe, Willow Wood, Össur. - Precio: \$230.000. - Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

FICHA TÉCNICA – PIES PROTÉSICOS ESAR	
<p>C-Walk</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Límite de peso: 100 kg. - Peso del pie: 590 – 920 g. - Nivel MFCL: K3 – K4. - Estética: crema y marrón. - Tallas disponibles: 24 – 30 cm. - Garantía: información no disponible. - Accesorios: cubiertas cosméticas de pie. - Opción de prueba: información no disponible. - Empresas distribuidoras: Ottobock. - Precio: \$1.400.000. - Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Flex-Foot



- Límite de peso: 136 kg.
- Peso del pie: 575 – 620 g.
- Nivel MFCL: K1 – K2.
- Estética: crema y marrón.
- Tallas disponibles: 19 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie, repuestos y calcetines.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Össur.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Vari-Flex



- Límite de peso: 166 kg.
- Peso del pie: 700 g.
- Nivel MFCL: K2 – K3 – K4.
- Estética: crema y marrón.
- Tallas disponibles: 22 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie, repuestos y calcetines.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Össur.
- Precio: \$1.200.000 - \$1.400.000.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Talux



- Límite de peso: 147 kg.
- Peso del pie: 740 g.
- Nivel MFCL: K1 – K2 – K3.
- Estética: crema y marrón.
- Tallas disponibles: 23 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie y repuestos.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Össur.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Renegade



- Límite de peso: 166 kg.
- Peso del pie: 358 g.
- Nivel MFCL: K3 – K4.
- Estética: crema, bronceado y marrón.
- Tallas disponibles: 22 – 31 cm.
- Garantía: 36 meses, cubierta cosmética 6 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie, calcetines y repuestos.
- Opción de prueba: 60 días.
- Empresas distribuidoras: Freedom Innovations.
- Precio: \$1.600.000.
- Disponibilidad en Chile o LA: Nova Ortopedia (Brasil), Protelite C.A (Ecuador), Ortopedia Salvador E.I.R Ltda. (Perú).

Pathfinder



- Límite de peso: 160 kg en K1, K2 y K3 – 135 kg en K4.
- Peso del pie: 785 - 817 g.
- Nivel MFCL: K1 – K2 – K3 – K4.
- Estética: crema, bronceado y marrón.
- Tallas disponibles: 23 – 31 cm.
- Garantía: 36 meses, cubierta cosmética 9 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie, calcetines y repuestos.
- Opción de prueba: 60 días.
- Empresas distribuidoras: Willow Wood.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: Kamex International S.A., Ortoprosicos Especializados Ltda. (Colombia), Medline (Brasil), Omega Prosthetic Services (Puerto Rico), Orthoprotesica.

Esprit



- Límite de peso: 125 kg.
- Peso del pie: 317 g.
- Nivel MFCL: K3.
- Estética: crema y marrón.
- Tallas disponibles: 22 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses, cubierta cosmética 12 meses, calcetín deslizante 3 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie, calcetines y repuestos.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Endolite.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

FICHA TÉCNICA – PIES PROTÉSICOS ACCIONADOS

BiOM



- Límite de peso: 130 kg.
- Peso del pie: 2300 g.
- Nivel MFCL: K3 – K4.
- Estética: negro y plateado.
- Tallas disponibles: 25 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses, cargador 36 meses y batería 12 meses.
- Accesorios: cubiertas de tapa dura más batería recargable y repuestos.
- Opción de prueba: 30 días.
- Empresas distribuidoras: BionX.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: no hay distribuidores de BionX en LA, sin embargo, nos recomiendan a Össur y Otto Buck como opciones.

Echelon



- Límite de peso: 125 kg.
- Peso del pie: 688 g.
- Nivel MFCL: K3.
- Estética: negro.
- Tallas disponibles: 22 – 30 cm.
- Garantía: 36 meses, cubierta cosmética 12 meses y calcetín deslizante 3 meses.
- Accesorios: cubiertas cosméticas de pie y calcetín deslizante.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Endolite.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Proprio



- Límite de peso: 100 – 125 kg.
- Peso del pie: 1424 g.
- Nivel MFCL: K2 – K3.
- Estética: negro y plateado.
- Tallas disponibles: 22 – 30 cm.
- Garantía: 24 meses.
- Accesorios: batería recargable.
- Opción de prueba: información no disponible.
- Empresas distribuidoras: Össur.
- Precio: información no disponible.
- Disponibilidad en Chile o LA: información no disponible.

Figura 7: Resumen de especificaciones técnicas de pies disponibles comercialmente.

Fuente: adaptado de: (Ortho Europe, 2016), (Fillauer Europe, 2016), (Ottobock ©, 2016), (The Ohio Willow Wood Company, 2016), (Kingsley Mfg. Co., 2016), (Orthoprotesica, 2016), (OMEGA PROSTHETIC SERVICE, 2016), (Orliman, 2016), (Ortoiberica, 2016), (Trilogy Integrated Resource, 2016), (Össur, 2016), (Freedom Innovations, 2016), (BionX Medical Technologies, Inc., 2016), (Endolite, 2016).

9.3. Resumen artículos revisión sistemática

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
Zmitrewicz, y otros, 2006.	Examinar la influencia de los pies ESAR (a los que se le agregaron tobillos multieje) en la capacidad de los amputados para generar fuerzas de reacción del suelo e impulsos durante la marcha.	C: - <i>SACH</i> . E: - <i>Carbon Copy</i> .	Cinética: - Fuerzas de reacción del suelo. - Impulsos de frenado y propulsión. Cinemática: - Velocidad de marcha. - Cadencia. - Longitud del paso. - Tiempo de apoyo. - Tiempo de ciclo de la marcha.	GC: EE.II indemne. GI: 15 ATT. TA: 4 semanas con cada combinación de pie-tobillo. Cada pie se evaluó de forma individual y también aplicándole un tobillo multieje. AE: marcha en terreno llano. ET: no.	Sesión: los sujetos caminaron en una pasarela a una velocidad auto-seleccionada.	La adición de tobillos multieje a pies protésicos mejora la capacidad de los ATT para generar impulsos propulsores con la pierna residual, lo que mejora la simetría de carga entre las piernas residual e intacta. Se sugiere que los ATT vasculares mayores pueden no beneficiarse del almacenamiento y retorno de energía de los pies <i>ESAR</i> , pero sí de la flexibilidad proporcionada por los tobillos multieje.
Hsu, y otros, 2006.	Investigar las diferencias fisiológicas entre los pies <i>C-Walk</i> , <i>Flex-Foot</i> y <i>SACH</i> durante la marcha, y si la podometría es determinante para medir el nivel de actividad física para cada tipo de pie.	C: - <i>SACH</i> . E: - <i>C-Walk</i> . - <i>Flex-Foot</i> .	Gasto energético: - Consumo de oxígeno (método de circuito abierto, respiración a respiración). - Eficiencia de la marcha (consumo de oxígeno dividido por la velocidad). - Intensidad del ejercicio (frecuencia cardíaca del ejercicio/frecuencia cardíaca máxima)	GC: no. GI: 8 ATT con distintos pies. TA: 4 semanas. AE: marcha sobre cinta rodante. ET: sesión preliminar que incluyó orientación para los procedimientos de prueba como familiarización con la escala de percepción de esfuerzo, práctica en la cinta rodante, uso de podómetro y	Sesiones: 3 sesiones de prueba con intervalos de 1 mes con cada pie. Cada sesión involucró una prueba de caminata a una velocidad autoseleccionada y a múltiples velocidades sobre una caminadora. Cada sesión se inició con 4 min de recolección de datos del reposo. Luego iniciaba la caminata,	Los pies protésicos que almacenan y liberan energía (<i>C-Walk</i> y <i>Flex-Foot</i>) mejoran el rendimiento de la marcha comparados con el pie <i>SACH</i> , lo que permite que las personas con amputación transtibial participen tanto en actividades físicas más vigorosas como para caminar a paso ligero.

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
			estimada por la edad). Percepción del paciente: - Escala de percepción de esfuerzo (RPE). Condición física: - Nivel de actividad diaria (podómetro).	registro diario de actividades.	con periodos de 4 minutos a cada velocidad, más la velocidad autoseleccionada, y finalizaba con 2 o 3 min a 67.05 m/min. como enfriamiento. En cada velocidad se midieron todas las variables.	
Goujon, y otros, 2006.	Analizar el comportamiento de pies protésicos bajo cargas aplicadas durante la marcha con el fin de cuantificar los beneficios para el usuario con cada modelo de pie.	C: - <i>Greissinger</i> . - <i>SACH</i> . - <i>1D10</i> . E: - <i>C-Walk</i> . - <i>Sureflex</i> . - <i>Variflex</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del piso vertical y horizontal. Cinemática: - Velocidad de marcha. - Posición articular. - Tiempo de doble apoyo. - Largo del paso.	GC: 35 no ATT. GI: 6 ATT, 4 ATF. TA: no. AE: caminar en terreno llano. ET: no.	Sesión: Se llevaron a cabo 10 pruebas de caminata a una velocidad autoseleccionada.	La simetría y la fuerza de propulsión de la prótesis están determinadas por el patrón de marcha más que por el tipo de pie. En los <i>ESAR</i> se observó una mejora general de la marcha con respecto a la velocidad, la longitud del paso y el tiempo de doble apoyo, además de un incremento en la velocidad por una mayor gama de movimiento de tobillo de la prótesis y una disminución de la flexión delantera del pie, lo que permite reducir el pico de fuerza anteroposterior en el lado indemne.
Vickers, y otros, 2008.	Identificar las diferencias entre ATT unilaterales de edad avanzada y sujetos sin discapacidad al	C: - <i>SACH</i> . - <i>Pie Uniaxial</i> .	Cinética: - Fuerzas de reacción del suelo. Cinemática:	GC: 8 no ATT. GI: 8 ATT. TA: no.	Sesión: los sujetos caminaron a una velocidad autoseleccionada por la plataforma	El principal problema para los ATT unilaterales es la inestabilidad postural, causada por una

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
	caminar en un plano inclinado.		<ul style="list-style-type: none"> - Velocidad de marcha. - Cadencia. - Longitud de zancada. - Tiempo de apoyo unipodal. - ROM. - Momentos articulares. - Potencias. - EMG de superficie. 	AE: marcha en plano inclinado con 5° de pendiente. ET: no.	inclinada, subiendo y bajando hasta completar 8 pasadas correctas.	gama limitada de movimiento y falta de generación de energía por el tobillo de la pierna protésica, propiocepción inadecuada y sobre esfuerzo del miembro residual.
Supan, y otros, 2010.	Determinar similitudes de la marcha entre el lado protésico y el lado indemne, determinadas por la cantidad de cambio en la altura del talón que puede ser modificado al pie <i>Talux</i> .	E: - <i>Talux</i> .	<p>Cinética:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fuerza de reacción del piso. <p>Cinemática:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Cadencia. - Ángulos articulares. - Momentos articulares. - Velocidad de marcha. - Longitud y tiempo del paso. 	GC: E.I indemne GI: 10 ATT. TA: 7 minutos para sujetos que no utilizaban el pie <i>Talux</i> habitualmente. AE: caminar en terreno llano. ET: no.	Sesión: las mediciones fueron tomadas en tres condiciones: caminar a pies descalzos, caminar con un taco bilateral de 12 mm y caminar con un taco bilateral de 24 mm.	Hubo simetría en los parámetros de marcha al comparar el pie protésico con el pie sano. Las diferencias entre el <i>Talux</i> y el pie sano sólo se encontraron durante la fase de balanceo cuando no hubo interacción entre el pie protésico y el suelo. Estas similitudes sugieren que el <i>Talux</i> tiende a imitar el pie humano en cuanto a los parámetros de marcha y de carga del miembro.
Lenka & Kumar, 2010.	Comparar los parámetros de marcha y el Índice de coste fisiológico en ATT usando seis pies protésicos utilizados comúnmente en países en desarrollo.	C: - <i>SACH</i> . - <i>Dinámico 1D10</i> . - <i>Ranger</i> . - <i>Jaipur</i> . - <i>Regal</i> . - <i>Greissinger</i> .	<p>Cinética:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fuerza de reacción del piso. <p>Cinemática:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Velocidad de marcha. - Largo del paso. - Cadencia. 	GC: no. GI: 7 ATT. TA: 4 semanas. AE: caminar en terreno llano. ET: no.	Sesión: los sujetos caminaron durante 20 seg en terreno llano mientras se realizaron las mediciones con cada modelo de pie protésico. Cada cambio de pie fue realizado al azar.	El miembro sano se expuso a más fuerza de reacción del piso que el pie protésico, independiente del tipo de pie. Sin embargo, la velocidad, la cadencia y la eficiencia de la

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
			<ul style="list-style-type: none"> - Duración del ciclo del paso. - Tiempo de doble apoyo. - Tiempo de apoyo unipodal. - Simetría de las fases de marcha. - EMG superficial. <p>Gasto energético:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Índice de Costo Fisiológico (PCI). - Frecuencia cardiaca. 			<p>marcha fueron mayores en el pie <i>Dinámico 1D10</i>. La EMG en cuádriceps mostró que el pie <i>Greissinger</i> imita de mejor manera la acción de los músculos en la marcha normal.</p>
<p>Ferris, y otros, 2012.</p>	<p>Determinar si una prótesis de tobillo y pie accionada mejora la mecánica de la marcha, el rendimiento físico y la satisfacción del usuario, después de la amputación transtibial traumática.</p>	<p>E:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Reflex VSP</i>. - <i>FlexFoot</i>. - <i>Low-profile VSP</i>. - <i>Renegade</i>. - <i>Renegade-Z shape</i>. - <i>Pathfinder</i>. <p>A:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>PowerFoot BiOM</i>. 	<p>Cinética:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fuerzas de reacción del suelo. <p>Cinemática:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Velocidad de marcha. - Antropometría. - Momentos y torques articulares. <p>Condición física:</p> <ul style="list-style-type: none"> - T-Test. - Four Square Step Test. - Hill and Stair Assessment Tests. <p>Percepción del paciente:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Cuestionario de Evaluación Prostética (PEQ). 	<p>GC: 11 no ATT. GI: 11 ATT. TA: 3 semanas con el pie BiOM. AE: caminar en terreno llano. ET: breve introducción sobre el funcionamiento del pie BiOM.</p>	<p>. Sesión: los participantes caminaron a una velocidad auto seleccionada y a una velocidad controlada. Se analizaron 5 ensayos que proporcionaron datos cinemáticos y cinéticos. En la misma sesión de prueba, los participantes completaron las pruebas de rendimiento físico y satisfacción del usuario.</p>	<p>El pie protésico BiOM demostró significativamente, mayor ROM y generación de energía de tobillo, que los pies <i>ESAR</i>. Las asimetrías adicionales con el uso del BiOM, pueden ser resultado de la función uniaxial del dispositivo. Se puede necesitar formación o modificaciones de diseño específicas del dispositivo para permitir que los ATT puedan utilizar la funcionalidad adicional del dispositivo y reducir al mínimo las estrategias compensatorias.</p>

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
Svoboda, y otros, 2012.	Evaluar la variabilidad de las fuerzas de reacción del suelo en ATT unilaterales para determinar la influencia del tipo de pie protésico en la marcha.	C: - <i>SACH</i> . E: - <i>Sureflex</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del suelo (se midieron el tiempo y los picos de las fuerzas durante la fase de apoyo y con ello, se derivaron los impulsos)	GC: EE.II indemne de 11 ATT. GI: miembro amputado de 11 ATTs, con los 2 pies protésicos. TA: se dio un tiempo de aclimatación, pero no se especificó cuánto. AE: caminata en terreno llano. ET: no.	Sesión: caminata a una velocidad auto-seleccionada en una pasarela de 10 m de largo.	Los pies protésicos pueden influir significativamente en el cambio de algunas mediciones de la fuerza de reacción del suelo al caminar. Para el pie <i>SACH</i> , la variabilidad del miembro protésico fue más grande que la del miembro intacto para el impulso vertical durante la fase de propulsión, mientras que, en la fase de frenado, el <i>SACH</i> se caracterizó por una mayor variabilidad en la dirección medio lateral y el <i>Sureflex</i> por una mayor variabilidad en la dirección anteroposterior.
Sedki & Moore, 2012.	Realizar una evaluación cualitativa de las afirmaciones de los fabricantes del pie <i>Echelon</i> , y el impacto sobre la calidad de vida de los pacientes tras un período de 4 meses.	E: - <i>Esprit</i> . - <i>Multiflex</i> . A: - <i>Echelon</i> .	Percepción del paciente: - PEQ.	GC: 9 amputados (3 ATT unilaterales, 3 ATT bilaterales y 3 ATF) con sus pies actuales. GI: los 9 amputados con el pie <i>Echelon</i> . TA: 4 semanas. AE: uso del pie en las actividades cotidianas. ET: no.	Sesión: inicialmente se pidió a los pacientes que evaluaran su pie protésico actual (<i>Esprit</i> o el <i>Multiflex</i>). Luego usaron por 4 semanas el pie <i>Echelon</i> . Pasadas las 4 semanas, se les pidió que volvieran a evaluar sus prótesis del comienzo.	Aunque este estudio se realizó en una muestra relativamente pequeña, todos los pacientes que participaron informaron una mejora en su marcha y satisfacción general cuando usaron el pie <i>Echelon</i> . Puede ser particularmente relevante para los amputados bilaterales donde la función

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
						mejorada del tobillo es más notoria.
Gailey, y otros, 2012.	Determinar la capacidad de instrumentos de auto informe, y otros, basados en el rendimiento físico, para detectar diferencias funcionales durante el uso de cuatro modelos de pies protésicos en ATT unilaterales, y si existen diferencias entre los amputados por alteración vascular periférica y los que no.	C: - <i>SACH</i> . - <i>SAFE</i> . E: - <i>Talux</i> . A: - <i>Proprio</i> .	Condición física: - Test de marcha de 6 minutos. - Número de pasos por día. - Horas de actividad diaria. Percepción del paciente: - Predictor de movilidad de los amputados con una prótesis (AMPPRO). - PEQ. - Cuestionario de evaluación protésica – Escala de movilidad (PEQ-13). - Índice de Capacidades Locomotoras (LCI).	GC: no. GI: 10 ATT. TA: 10 a 14 días. AE: pruebas de campo y actividad diaria. ET: entrenamiento individualizado según necesidad para sortear AVD.	Sesión: 6 sesiones. 1°: se recolectaron las mediciones con los pies protésicos de uso habitual, luego recibieron hasta 4 horas de ET. 2°: medición de prótesis de uso habitual entrenada, y cambio a un nuevo encaje junto a prótesis de estudio al azar (ET+A). 3°: medición de primera prótesis de estudio y cambio con otra al azar (ET+A). 4°, 5° y 6°: medición de las prótesis restantes en conjunto (ET+A).	Las medidas de auto informe actuales son incapaces de detectar diferencias entre los pies protésicos. Se necesita investigación adicional para determinar qué medidas basadas en el rendimiento son las más apropiadas para determinar la diferencia funcional entre los diseños de pies protésicos.
Mai, y otros, 2012.	Estudiar las variaciones de presión (cuantía y distribución) en el muñón de un ATT osteomioplástico usando 3 pies protésicos diferentes durante distintas actividades de la marcha.	E: - <i>Renegade Foot</i> . - <i>Venture Foot</i> . A: - <i>Proprio</i> .	Cinética: - Presión en la interfaz encaje muñón a través de sensores de fuerza.	GC: no. GI: 1 ATT. TA: no. AE: caminar sobre terreno llano a una velocidad autoseleccionada y a paso rápido, ascender y descender una escalera (inclinación de 53°, 24 peldaños) y ascender y descender por una rampa (8° de inclinación). ET: no.	Sesión: se midieron las 6 actividades con 3 modelos de pies en un laboratorio de marcha.	Para el mismo diseño de encaje, las características de carga en el interior del encaje dependen del tipo de marcha en combinación con el tipo de pie protésico utilizado por el sujeto. Por lo tanto, el diseño de la prótesis de pie modifica la respuesta de carga dentro del encaje e impacta potencialmente la comodidad del

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
<p>De Asha, y otros, 2013.</p>	<p>Examinar si el uso de un pie que incorpora un dispositivo articular controlado hidráulicamente, permite, en la fase de apoyo, atenuar las interrupciones en la progresión del centro de presión comúnmente reportadas en la marcha de los amputados.</p>	<p>E: - <i>Esprit</i> - <i>Multiflex</i> - <i>Flex-freedom</i> - <i>Seattle Litefoot</i></p> <p>A: - <i>Echelon</i>.</p>	<p>Cinemática: - Velocidad anteroposterior promedio del centro de presión, pico positivo y negativo. - Velocidad de la marcha. - Desplazamiento anteroposterior negativo del centro de presión. - Variabilidad en la velocidad del centro de presión. - Velocidad angular media en el plano sagital del vástago durante las fases de doble apoyo y apoyo único.</p>	<p>GC: 20 ATT con su pie habitual. GI: los 20 ATT con el pie Echelon. TA: mínimo de 45 min., sorteando rampas, pendientes, escaleras y caminando sobre variadas superficies (pavimento, césped y pisos alfombrados). AE: caminar en línea recta en una calzada plana y nivelada de 8 m, a una velocidad autoseleccionada. ET: no.</p>	<p>Sesión: cada ATT realizó dos bloques de 10 pruebas de caminata cada uno. Uno se realizó con el pie habitual y el otro con el pie <i>Echelon</i>, ambos durante el mismo día.</p>	<p>usuario durante sus actividades de marcha.</p> <p>El uso del <i>Echelon</i> redujo y/o eliminó el desplazamiento posterior del centro de presión, redujo las fluctuaciones de velocidad del centro de presión bajo el pie protésico y permitió que el vástago protésico girara sobre el pie más rápido durante el doble apoyo. Estos cambios se asociaron con un aumento de la velocidad de marcha auto-seleccionada, lo que sugiere que tal dispositivo puede ser beneficioso para amputados más activos. Además, se ha puesto de relieve que la progresión del centro de presión bajo el pie protésico es una herramienta útil para cuantificar el rendimiento de los pies protésicos.</p>
<p>Delussu, y otros, 2013.</p>	<p>Cuantificar el costo de energía de la marcha con un pie <i>Proprio</i> y <i>ESAR</i> en cuatro condiciones diferentes: en suelo y sobre un tapiz rodante con tres inclinaciones</p>	<p>E: - <i>Spiligite</i>. - <i>Truestep</i>. - <i>Variflex-low profile</i>. - <i>Modular III</i>.</p> <p>A: - <i>Proprio</i>.</p>	<p>Gasto energético: - Consumo de oxígeno (VO₂). - Dióxido de carbono liberado (VCO₂). - Tasa de intercambio respiratorio (VCO₂/VO₂).</p>	<p>GC: no. GI: 10 ATT. TA: 30, 60 y 90 días entre cada prueba con el pie <i>Propio</i>. AE: caminar en plano y con distintas</p>	<p>Sesión: los sujetos caminaron a una velocidad auto-seleccionada durante 7 min en un pasillo plano y en un tapiz rodante a 0°, 5° y 12 ° de inclinación. Estas</p>	<p>El <i>Proprio</i> es capaz de reducir el coste energético al caminar en todas las condiciones estudiadas, con significación</p>

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
	(0°, 5° y 12°). Determinar la duración del período de aclimatación necesario para adaptarse al <i>Proprio</i> ; evaluar los efectos del uso del pie <i>Proprio</i> en la movilidad percibida y la capacidad de caminar en escaleras y rampas.		<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardíaca. Percepción del paciente: <ul style="list-style-type: none"> - Escala de Houghton. - LCI. Condición física: <ul style="list-style-type: none"> - Hill Assessment index. - Stair Assessment index. - Prueba cronometrada "up & go". 	inclinaciones en un tapiz rodante. ET: 1 hora de entrenamiento supervisado.	se tomaron de Realizaron el procedimiento con los <i>ESAR</i> de uso habitual y con el <i>Proprio</i> , sin aclimatación y con 30, 60 y 90 días de aclimatación. Las pruebas de percepción se tomaron con las prótesis y el encaje habitual, con un nuevo encaje, y a los 90 días de aclimatación con el <i>Proprio</i> .	estadística, a pesar de su peso extra. Por último, se necesitan más estudios para investigar el costo energético al caminar, la calidad de vida, la movilidad y la capacidad percibida de esfuerzo en ATT de edad avanzada y/o menos activos.
Gates, Aldridge, & Wilken, 2013.	Determinar si un dispositivo accionado cambia la cinemática de la marcha en comparación con una prótesis <i>ESAR</i> cuando ATT caminan sobre una superficie de roca suelta.	E: <ul style="list-style-type: none"> - <i>Re-Flex VSP</i>. - <i>FlexFoot</i>. - <i>LP Re-Flex VSP</i>. - <i>Renegade</i>. - <i>Pathfinder</i>. A: <ul style="list-style-type: none"> - <i>BiOM</i>. 	Cinemática: <ul style="list-style-type: none"> - Velocidad de marcha. - Centros de rotación. - Centro de masa de todo el cuerpo. - Estabilidad medio lateral. - Ancho y largo del paso. - Altura de despeje de pie del suelo. 	GC: no. GI: 11 ATT. TA: 3 semanas. AE: caminar sobre una superficie de roca suelta. ET: breve introducción del funcionamiento del pie <i>BiOM</i> .	Sesión: 2 sesiones. 1°: se midió la cinemática de la marcha a tres velocidades, calculadas a partir de la longitud de la pierna de los sujetos con el pie de uso habitual. 2°: después de la aclimatación, se midió la cinemática con el pie <i>BiOM</i> a las mismas velocidades.	El <i>BiOM</i> aumentó la velocidad de marcha auto seleccionada, la flexión plantar del tobillo y el despeje del dedo del pie en comparación con los <i>ESAR</i> . La adición de potencia, no normalizó la cinemática de la articulación de rodilla o cadera. Los dispositivos futuros diseñados para circular por superficies irregulares deben centrarse en la alteración de la orientación del pie, en el contacto inicial y la dorsiflexión activa del pie durante el balanceo para lograr incrementos

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
Agrawal, y otros, 2013.	Determinar la contribución funcional de cuatro pies protésicos en la simetría del trabajo externo en ATT unilaterales K2 y K3, y en la reducción al mínimo de las asimetrías que influyen en la marcha.	C: - SACH. - SAFE. E: - Talux. A: - Proprio.	Cinética: - Fuerza de reacción del piso.	GC: no. GI: 10 ATT. TA: 2 semanas de aclimatación. AE: caminar en terreno llano. ET: 4 horas de educación con la prótesis de uso habitual y las prótesis de prueba.	Sesión: 6 sesiones. 1º: medición con la prótesis de uso habitual y luego periodo de ET+TA. 2º: medición de la prótesis de uso habitual, más el cambio de prótesis al azar, acompañado de ET+TA. 3º: medición del pie seleccionado la sesión anterior para luego cambiar a otro pie, más el ET+TA. 4º, 5º y 6º: medición y cambio de los pies protésicos restantes, con su respectivo periodo de ET+TA.	adicionales en el despeje del dedo del pie. La suma de un entrenamiento de marcha estandarizado con un pie protésico apropiado, puede promover una mayor simetría en el trabajo externo en ATT K2 y K3. ATT de nivel K2 pueden lograr una mayor simetría utilizando los pies de categoría K3. En ausencia de pies protésicos avanzados, el entrenamiento de la marcha podría mejorar la simetría entre miembros en algunos ATT unilaterales. Debido a la disparidad entre los niveles K asignados y la categorización del pie protésico, existe una necesidad imperante de mejorar la prescripción de los pies protésicos.
Agrawal, y otros, 2013.	Comparar el efecto de la flexión dorsal del tobillo en los valores de simetría del trabajo externo, entre un pie controlado por microprocesador y	C: - SACH. - SAFE. E: - Talux. A:	Cinética: - Fuerza de reacción del piso.	GC: EE. II indemne. GI: 10 ATT. TA: 10 a 14 días. AE: subir y bajar escaleras. ET: hasta 4 horas en la actividad a evaluar.	Sesión: 6 sesiones. 1º: medición de la prótesis de uso habitual y ET+TA. 2º: medición de la prótesis de uso habitual, entrenada. Después se cambió la	Al subir la escalera, el <i>Proprio</i> , dio lugar a una mayor simetría de trabajo entre los miembros, en comparación con los otros pies protésicos. Durante el descenso

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
	tres pies protésicos convencionales, en dos grupos con ATT unilaterales, al subir y bajar una escalera con 11 escalones.	- <i>Proprio</i> .			prótesis al azar más ET+TA. 3°: medición de la prótesis instalada la sesión anterior. Luego se volvió a cambiar a otra prótesis con ET+TA. 4°, 5° y 6°: se llevó a cabo el mismo proceso de las sesiones precedentes, hasta terminar con la medición de todas las prótesis.	de la escalera, hubo un patrón de movimiento asimétrico, que fue similar entre el <i>Proprio</i> y los pies convencionales. Por lo tanto, los individuos con ATT unilateral, pueden beneficiarse al sortear escaleras con el uso del <i>Proprio</i> u otros pies controlados por microprocesador, que permitan la flexión dorsal activa durante el balanceo.
Yeung, y otros, 2013.	Investigar los efectos de caminar largas distancias, en la presión del muñón en la interfaz de la toma, en la sensibilidad táctil del muñón y en las evaluaciones subjetivas, lo que potencialmente permitiría identificar las dificultades de caminar largas distancias.	C: - <i>SACH</i> .	Cinética: - Presión dinámica en la interfaz. Percepción del paciente: - PEQ-13.	GC: no. GI: 5 ATT. TA: no. AE: caminar en terreno llano. ET: no.	Sesión: los datos de la presión en la interfaz fueron medidos antes de caminar, después de caminar 30 minutos, y después de la segunda ronda de 30 minutos.	La fatiga de los flexores plantares del lado indemne fue la principal dificultad que enfrentaron los cinco sujetos al caminar largas distancias. Este hallazgo da a entender la importancia de los componentes protésicos y de los protocolos de rehabilitación para la reducción de la fatiga muscular.
Darter & Wilken, 2014.	Investigar el efecto de un tobillo controlado por microprocesador, con adaptación del movimiento de tobillo, en el gasto de energía metabólica, durante la	E: - <i>Pathfinder</i> . - <i>Flex foot</i> . - <i>Variflex</i> . - <i>Reflex VSP</i> . A:	Gasto energético: - Calorimetría indirecta. Percepción del paciente: - RPE modificado.	GC: no. GI: 6 ATT. TA: 3 semanas con cada pie protésico de estudio (<i>Proprio</i> con adaptación activada y desactivada).	Sesión: los ATT caminaron a tres velocidades distintas en cada una de las 3 inclinaciones, durante 5 minutos a cada velocidad y durante los 2 minutos finales,	La adaptación del movimiento del tobillo no proporcionó beneficio fisiológico significativo durante la caminata a nivel horizontal ni en la pendiente en

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
	caminata en pendiente en ATT.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Proprio</i> con la capacidad de adaptación de tobillo activada. - <i>Proprio</i> con la capacidad de adaptación de tobillo desactivada. 		AE: caminar en distintas inclinaciones de terreno: 0°, -5° y 5°. ET: no hubo.	fue medida la calorimetría. El procedimiento se realizó con la prótesis ESAR de uso habitual, y con las dos condiciones del pie <i>Proprio</i> .	ascenso. Sin embargo, caminar con el <i>Proprio</i> (activado o desactivado) era menos exigente que el dispositivo habitual de los participantes para la pendiente en descenso.
Segal & Klute, 2014.	Identificar la respuesta cinemática de amputados, a una perturbación medio lateral para comprender cómo la pérdida del miembro y la prescripción de prótesis puede afectar el equilibrio y la recuperación de este.	E: - <i>Seattle Lightfoot2</i> . - <i>Highlander</i> .	Cinética: - Fuerzas de reacción del suelo. Cinemática: - Velocidad de la marcha. - Ancho del paso. - Centro de masa. - Ángulo de inclinación medio lateral. - Ángulo de inclinación medio lateral del tronco.	GC: 12 no ATT. GI: 10 ATT. TA: 3 semanas con cada tipo de pie. AE: reacción en la perturbación medio lateral aplicada por un compresor de aire justo antes del apoyo de talón. ET: no.	Sesión: las EE.II de los ATT fueron perturbadas 5 veces en orden aleatorio en dirección medio lateral, mientras que en el GC solo se perturbo el miembro inferior derecho. Los participantes estaban cegados solo al momento de la aplicación de la perturbación.	Los pies protésicos con diferentes propiedades de rigidez no obtuvieron resultados significativos. Las perturbaciones medio laterales ocasionaron un reto significativo en el balance de los amputados. Impera una necesidad de intervenciones que aborden la mejora de estos déficits de la estabilidad.
De Asha, y otros, 2014.	Determinar si el efecto de frenado ejercido por el centro de masa en ATT y ATF con uso habitual de prótesis de tobillo y pie rígidos, se reduce al cambiar a la utilización de una prótesis hidráulica de tobillo y pie <i>Echelon</i> .	E: - <i>Esprit</i> . - <i>Seattle Litefoot</i> . - <i>FlexFreedom</i> . - <i>Elite</i> . A: - <i>Echelon</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del piso. Cinemática: - Velocidad de marcha. - Desplazamiento negativo agregado del centro de presión bajo el pie protésico. - Tiempo de apoyo unilateral.	GC: no. GI: 11 ATT y 8 ATF. TA: 45 minutos como máximo. AE: caminar en terreno llano. ET: no.	Sesión: los participantes completaron dos bloques de 10 ensayos para caminar; un bloque se llevó a cabo utilizando su pie habitual y el otro utilizando el <i>Echelon</i> . Ambos bloques se llevaron a cabo el mismo día.	Ambos sub-grupos de amputados tuvieron una progresión significativamente más suave y más rápida del centro de presión debajo de la prótesis. Disminuyó la velocidad anterior del centro de masa durante la fase de apoyo de la prótesis ("efecto de frenado") y aumentó la velocidad de la marcha elegida.

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
			<ul style="list-style-type: none"> - Largo y tiempo del paso. - Simetría en largo y tiempo de paso. - Cadencia 			con el <i>Echelon</i> , pero las asimetrías espacio-temporales entre las miembros no se vieron afectadas.
Bonnet, y otros, 2014.	Evaluar un NGF (nuevo pie geriátrico) versus pie SACH en personas geriátricas de bajo rendimiento con una amputación de miembros inferiores. El principal criterio es el nivel de satisfacción. El criterio secundario consideró el aumento de la distancia de marcha y la disminución de la presión en el zócalo.	C: - <i>SACH</i> - <i>GERY PROTEOR</i> (NGF)	<p>Cinética:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Presión media en la interfaz (sensores de presión colocados en los extremos distal y proximal de las caras anterior y posterior del muñón). <p>Percepción del paciente:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Calificación de Satisfacción con la Tecnología de Apoyo (QUEST). <p>Capacidad física:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Test de Caminata de 2 minutos (2MWT). 	GC: no. GI: grupo A: seis ATT inicialmente equipados con un pie <i>SACH</i> , grupo B: seis ATT inicialmente equipados con un <i>NGF</i> . TA: 2 semanas. AE: marcha en terreno llano. ET: no.	Sesión: 2 sesiones. 1º: mediciones con el pie prescrito de cada paciente, tras lo cual se realizó el cambio de pie (a un <i>SACH</i> o a un <i>NGF</i> según fuera el caso). 2º: al pasar 2 semanas, se volvió a realizar mediciones con el nuevo pie.	La comparación de los dos grupos demuestra un mayor nivel de satisfacción cuando se utiliza el <i>NGF</i> . Este aumento es significativo para el puntaje global del cuestionario QUEST (criterio principal de este estudio). Por otra parte, el nivel de satisfacción mejorado, con respecto a la comodidad, puede explicarse por la reducción del pico de presión en la zona proximal de la cara anterior del muñón.
Agrawal, y otros, 2014.	Determinar las diferencias funcionales de simetría en el trabajo externo, entre cuatro categorías de pies protésicos, de ATT unilaterales de Nivel K2 y K3 durante el ascenso y descenso de una rampa.	C: - <i>SACH</i> . - <i>SAFE</i> . E: - <i>Talux</i> . A: - <i>Proprio</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del piso.	GC: no. GI: 10 ATT. TA: 10 a 14 días. AE: subir y bajar una rampa. ET: 4 horas de educación con la prótesis de uso habitual y con las prótesis de prueba.	Sesión: 6 sesiones. 1º: medición de la prótesis de uso habitual y ET+TA. 2º: medición de la prótesis de uso habitual y se realizó el primer cambio de prótesis al azar más ET+TA. 3º: medición de la prótesis ajustada la sesión anterior para luego cambiar a otra,	La categoría del pie protésico parece influir en la simetría del trabajo externo, más durante la marcha en declive que en la marcha con pendiente en ascenso. Los ATT unilaterales de nivel K2 lograron una mayor simetría en la respuesta dinámica, al utilizar pies protésicos

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
					con su respectivo ET+TA. 4°, 5° y 6°: mismo procedimiento que las sesiones anteriores, hasta terminar con todos los pies protésicos.	clasificados en nivel K3.
Johnson, y otros, 2014.	Determinar la media y la variabilidad del MTC durante la marcha y si se ve afectado cuando los ATT unilaterales cambian el uso de su pie protésico habitual con un accesorio de articulación rígida o controlado elásticamente por uno controlado hidráulicamente.	E: - <i>Pie Esprit</i> . - <i>Multiflex</i> . - <i>Flex-Foot</i> . - <i>Elite</i> . - <i>Seattle Litefoot</i> . A: - <i>Echelon</i> .	Cinemática: - Velocidad de marcha. - MTC. - Ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo.	GC: no. GI: 21 ATT. TA: 45 minutos. AE: caminar a nivel de piso en 8 m. ET: no.	Sesión: los sujetos caminaron 8 m, 20 veces. 10 veces con su prótesis de uso habitual y 10 con el <i>Echelon</i> a velocidad autoseleccionada.	Cuando las personas con ATT cambiaron el uso de su dispositivo de tobillo y pie habitual a uno con la articulación de control hidráulico, el MTC aumentó, tanto en los miembros protésicos e intactos. Por lo tanto, con una mayor altura del pie respecto al suelo, menor es el riesgo de caída.
Russell & Wilken, 2014.	Comparar la carga articular de la rodilla, entre las prótesis de tobillo-pie pasivas y activas, entre el miembro sano y la prótesis y entre los individuos jóvenes asintomáticos con ATT y los individuos controles sin discapacidad.	E: - <i>VSP</i> . - <i>Flex-Foot</i> . - <i>Renegade</i> . - <i>Pathfinder</i> . A: - <i>BiOM</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del piso. Cinemática: - Momentos y ángulos articulares. - Momento externo flexor de rodilla. - Momento externo de aducción de rodilla. Percepción del paciente: - PEQ.	GC: no. GI: 10 ATT. TA: 3 semanas. AE: caminar a nivel de suelo en plano. ET: no.	Sesión: los sujetos caminaron a tres distintas velocidades autoseleccionadas, lenta, media y rápida mientras se hicieron las mediciones.	La rodilla del miembro sano no mostró un mayor riesgo de generar osteoartritis que la del lado protésico. La prótesis accionada redujo el pico de fuerza de reacción del suelo, la tasa de carga y el pico del momento externo flexor de rodilla, pero no redujo el pico del momento externo de aducción de rodilla. La mejora de algunos de los factores de carga del miembro con la prótesis accionada, indica que

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
						puede ser útil para la reducción de factores de riesgo ligados al desarrollo de la enfermedad.
Arifin, y otros, 2014.	Evaluar los efectos de varios modelos de prótesis de pie, en la estabilidad postural de ATT, al estar de pie sobre diferentes superficies de apoyo.	C: - <i>SACH</i> . - <i>Single Axis</i> . E: - <i>Talux</i> .	Cinemática: - Prueba de equilibrio Berg. - Índice de estabilidad antero-posterior. - Índice de estabilidad medio-lateral. - Índice de estabilidad general (plataforma que se mueve en dirección antero posterior, medio lateral, y altera la superficie). Condición física: - Escala cuestionario Houghton.	GC: 9 no ATT. GI: 10 ATT. TA: 1 semana. AE: mantener el equilibrio en una plataforma con movimiento durante 20 segundos. ET: no.	Sesión: en una sesión de prueba, se elige el primer pie al azar. En la sesión uno, vuelve tras una semana, a realizar la prueba de equilibrio. Posteriormente cambia de pie. En la segunda y tercera sesión, se realizan las mediciones en los pies restantes.	Las diferencias entre los tipos de prótesis de pie frente a los sujetos sanos sólo se pueden distinguir cuando las personas estaban de pie sobre una superficie flexible. Los ATT mostraron un aumento en la inestabilidad postural en la dirección medio lateral, por lo que la restauración de la estabilidad en el plano frontal y la mejora de la propiocepción del muñón deben ser la base de los programas de rehabilitación.
De Asha & Buckley, 2015.	Determinar los efectos de la velocidad de la marcha, sobre el espacio libre mínimo, entre el pie y el suelo y sobre la relación temporal entre este espacio libre y la velocidad pico de oscilación, en los ATT unilaterales.	E: - <i>Esprit</i> .	Cinética: - Fuerza de reacción del piso. Cinemática: - Velocidad de la marcha. - Velocidad pico anterior. - Distancia mínima libre entre el pie y el suelo. - Distancia libre entre los dedos y el suelo. - Centro de masa del segmento pierna.	GC: no. GI: 10 ATT. TA: no. AE: caminar 8 m en terreno llano. ET: no.	Sesión: los participantes caminaron a 3 velocidades distintas: lento, velocidad habitual y rápida, realizando pasadas, hasta lograr pisar correctamente 20 veces la plataforma de fuerza con cada pie, a cada una de las 3 velocidades.	El aumento de la velocidad de marcha, no se relaciona con un aumento en el espacio libre entre el pie y el suelo en el lado protésico, lo que sugiere que la modulación relacionada con la velocidad de la marcha de la altura libre del dedo del pie para el miembro intacto ocurre en el tobillo del miembro

Autores/año	Objetivo	Modelo de pie	Parámetros estudiados	Diseño	Intervención	Conclusión
						oscilante. La consistencia temporal entre la velocidad máxima del pie y la distancia mínima del dedo del pie en cada miembro sugiere que la coordinación entre los miembros inferiores en la fase oscilante no se ve afectada por la amputación transtibial.
Russell, y otros, 2016.	Comparar el trabajo de transición paso a paso y la demanda metabólica, durante la marcha sobre un terreno nivelado y otro inclinado, utilizando prótesis de tobillo y pie pasivos y accionados.	E: - <i>Flex-Foot</i> . - <i>Renegade</i> . - <i>Pathfinder</i> . A: - <i>BiOM</i> .	Cinética - Fuerza de reacción del piso. Cinemática: - Velocidad de la marcha. - Fuerza producida por el tobillo. - Tiempo del momento de empuje. - Ángulo de despegue de los dedos. - Trabajo de transición de paso a paso. Gasto energético: - Calorimetría indirecta (VO ₂).	GC: 6 sujetos no ATT. GI: 6 ATT. TA: 3 semanas. AE: caminar en terreno llano, caminar en una pendiente con 5° de inclinación y caminar en una cinta rodante. ET: no.	Sesión: caminaron a una velocidad estandarizada en cada condición de suelo (a nivel o en pendiente), hasta impactar correctamente 3 veces las plataformas de fuerza. También caminaron durante al menos 6 minutos sobre una cinta rodante.	La prótesis de tobillo activa mejoró la tasa metabólica y el trabajo de transición paso a paso en un terreno llano, con pocas consecuencias negativas sobre la rampa. Estos resultados pueden ser utilizados para guiar el desarrollo y uso de prótesis accionados de forma activa en individuos de alto funcionamiento.

Figura 8: Resumen artículos revisión sistemática.

C: convencional; E: *ESAR*; A: accionado; GC: grupo control; ATT: amputado transtibial; EE.II: extremidad inferior; GI: grupo intervenido; TA: tiempo de aclimatación; AE: actividad evaluada; E/A: entrenamiento/aclimatación.

