

Estado del arte de los tipos y mecanismos de las prótesis de pies

1. [Introducción](#)
2. [Marco Teórico](#)
3. [Conclusiones](#)
4. [Referencias](#)

Resumen.- Gracias a las prótesis el ser humano es capaz de sustituir el miembro perdido o amputado por múltiples situaciones, es así que por medio de este documento daremos a conocer los distintos tipos de prótesis de pies y sus diferentes mecanismos de funcionamiento, los cuales han cambiado a través de los años mejorando notablemente su movilidad y estética convirtiéndose en una pieza ideal y fundamental para quienes han perdido un miembro del cuerpo. Tomando en cuenta que la mayoría de prótesis partieron de una fundamental llamada SACH.

Abstract.- thanks to the prosthesis the human being is able to replace the lost or amputee member for multiple situations, so through this document we will present the various types of prosthetic feet and its various operating mechanisms , which have changed one through the years of dramatically improving their mobility and aesthetic ideals becoming a key piece who paragraph and un member lost. Taking into account that most prosthetic left SACH a call key.

Index Terms.- mecanismos, materiales inteligente, TT(transitibial= parte inferior de la pierna),

Introducción

Es común al momento sufrir una amputación, el reemplazar el miembro por una extremidad artificial; una prótesis. La selección de una prótesis es altamente dependiente de las necesidades y capacidades de cada el paciente. Su función puede variar de puramente estética a una necesidad funcional para un paciente que desea recuperar la independencia en realizar actividades de la vida diaria, o ya sea en el campo deportivo.

La tecnología en las prótesis ha sido objeto de una transformación sustancial en las últimas décadas, sobre todo con la introducción de materiales y mecanismos elásticos pero también en la geometría, la masa, la alineación. Con el pasar de los años y el avance tecnológico la mayor parte de las prótesis contienen rasgos más humanos, obteniendo múltiples ventajas para proporcionar una segunda oportunidad a personas que han perdido una de sus extremidades. Por esta razón el documento trata sobre el estudio de los diferentes avances obtenidos hasta la actualidad, los cuales brindan un mejor estilo de vida a la persona. [18]

Marco Teórico

2.1 Sistemas Protésicos

2.1.1 Prótesis Biónica

Este tipo de pies protésicos deben contener múltiples adaptaciones y propiedades de rigidez al caminar, Además, de proporcionan un alto torque a la salida. Durante la fase de impulsión, la posición de la articulación del tobillo debe ser controlado con el fin de evitar la caída del pie en contacto con el talón. Esta es un prototipo de una TT (PPAMs) "Prótesis de pie con músculos artificiales" [1]

El prototipo TT está equipada con tres PPAMs; uno se coloca en frente, dos se colocan en la parte posterior y su trabajo es de forma paralela. Una gama de tobillo se establece de movimiento de 30 grados. La prótesis consiste tanto en una rodilla articulada y la articulación del tobillo. Dos cilindros neumáticos se utilizan para tener la extremidad inferior de la prótesis completa.

Este es un prototipo de una TT (PPAMs)

[2]



Fig. 1 Prótesis Biónica [1]

2.1.2 Prótesis Sach

El pie SACH no soporta mucha carga en la zona de los dedos. Esta falta de apoyo del dedo del pie crea una experiencia de "drop-off". El pie SACH está hecho de una quilla de madera cubierto por espuma de poliuretano. Este pie se caracteriza por ser rígido en el región de madera (media del pie), y por ser bastante flexible en la espuma (zona de los dedos). Estas características se reflejan en el roll-over forma obtenida por el PFLA. Una concha de pie polietileno reforzado se usa como un cosmético cubierto. Esta estructura produce una constante, sobre la forma del talón al dedo del pie, lo que se traduce en una constante, el apoyo continuo de peso.

Los PFLA está diseñado de modo que una fuerza aplicada al final de la viga se duplica más o menos en el punto de contacto con el pie protésico. Este punto de contacto es proporcionado por un diseño personalizado de la placa de aluminio. [3] [4]

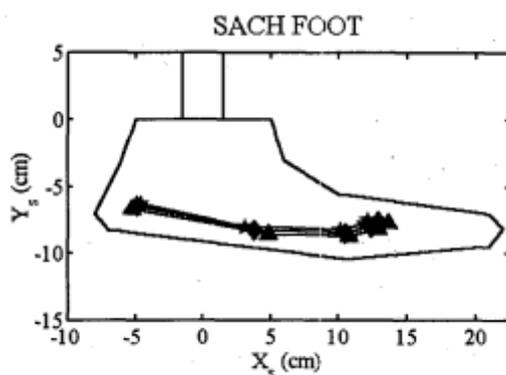


Fig. 2 Prótesis SACH [3]

2.1.3 The Walking MP

Estos tipos de pies protésicos están hechos de material compuesto de inserciones de fibra de carbono. La estructura elástica de los pies protésicos permite una energía de transmisión, desde el suelo hasta la torre rígida, y el cálculo del flujo de energía. Este pie protésico está compuesto por 3 principales laminados: el laminado inferior define el calcáneo y el ante pie; el laminado posterior define el talón y tiene la función de amortiguación; los laminados superiores definen el empeine y funciones como el músculo tibial anterior. Los inferiores y laminados posteriores comienzan a trabajar durante el contacto inicial: la durabilidad y elasticidad deben permitir la toma de carga y almacenamiento con una función de absorción de choque, el equilibrio y la estabilidad. El laminado posterior funciona como amortiguador durante el contacto inicial y almacena energía que la libera de la fase media de apoyo hasta que la punta del pie durante la fase de propulsión; el laminado superior funciona como lo permite el músculo tibial anterior de un pie gradual de vuelco hasta el ante pie contacta con el suelo. Para caminar MP, el aspecto de las curvas de energía es diferentes en cada configuración. [5]

Esta variabilidad puede aparecer debido a que el paciente no fue acomodado con el pie protésico. Este pie es adecuado para un usuario con un grado de movilidad medio-bajo K2. El pie protésico era elegido como una función de la masa corporal y la duración del sonido pies de la paciente. El paciente tiene una prótesis equipada con un pie de mayor rendimiento que el MP caminar. Las tres estructuras de laminados de Roadwalking permite la respuesta de un pie durante todas las fases de postura: en cada momento al menos 2 laminados trabajar juntos. [6]



Fig. 3 The Walking MP [5]

2.1.4 Prótesis Pasiva

EL pie protésico consiste en la rotación en el tobillo metatarsal con constantes rigideces rotacionales, respectivamente. La forma deformada de la instantánea al pie de los valores de rigidez en las articulaciones se encuentra aplicando las fuerzas de reacción del suelo en el centro de presión. Debido a que el pie es rígido, ya que el centro de presión progresa a lo largo de la parte inferior, la articulación del tobillo ambos se elevan y se mueve adelante. En contraste, el tobillo en el modelo de pie articulado permanece estacionario hasta que el centro de presión progresa más allá de la articulación del metatarso, momento en el que el talón se levanta del suelo y el tobillo comienza a moverse. La rodilla progresa a diferentes velocidades para el pie y el pie articulado rígido con la geometría de vuelco fisiológica. Durante pie plano, la rodilla progresa muy lentamente para el modelo articulado, como el torque el brazo de la fuerza de reacción del suelo sobre el tobillo es pequeño, lo que significa que la articulación del tobillo no gira mucho. [7][8]

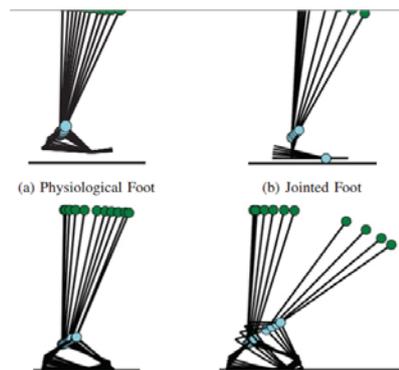


Fig. 4 Modelo de movimiento de la prótesis. [7]

2.1.5 Prótesis DER

El pie DER tiene propiedades energéticas determinada a partir de la mecánica articular en un análisis de la marcha estándar. La dinámica inversa se utiliza para calcular la fuerza del tobillo neto de reacción conjunta y torque sobre la base de la fuerza de reacción del suelo. Un transductor de fuerza de seis canales y el torque en el extremo dista de la torre de la prótesis. Los nuevos diseños son una subjetiva aceptación de la tecnología. La prótesis DER contiene una rotación que se produce en una ubicación fija en la articulación del tobillo anatómico, y en donde la energía se conserva en el pie a lo largo de la fase de apoyo. El pie DER tiene como característica que todas las técnicas revelan una elasticidad dinámica de respuesta en pies protésicos. [9]

Una fuerza de seis canales y el transductor se colocó en el extremo dista de la torre de prótesis, unidos directamente y de forma rígida al conector de pirámide invertida con el pie proximal. El transductor activa la medición directa de la cinética del segmento proximal, la incorporación de los cambios en la fuerza debida a la disipación de energía y retomo.

Las fuerzas y momentos proximales directamente medidos fueron incorporados en el modelo de potencia conjunta de rotación estándar, la energía cinética se determina utilizando la dinámica inversa se compara con la energía cinética determinada usando proximales directamente medidos. [10]

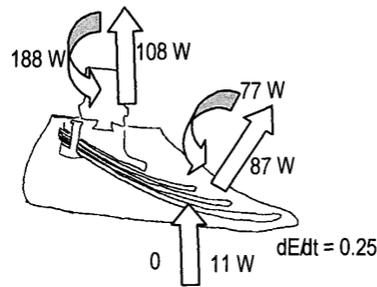


Fig. 5 Prótesis DER. [9]

2.1.6. Prótesis Ankle-Foot

El pie está formado por un plástico ligero de suela y una carcasa de aluminio rígido, aparte contiene componentes mecánicos en el tobillo.

Los músculos que atraviesan la articulación del tobillo biológica proporcionar la mayor parte de la energía mecánica durante la marcha. En consecuencia, la pérdida de este conjunto hace que estos individuos caminen hasta un 40% más lento y gastar al menos 20% más de energía metabólica. El propósito del resorte de lámina es almacenar energía elástica cuando el pie está en flexión dorsal, durante la fase de apoyo de la marcha, la región del ciclo de la marcha cuando el peso es soportado por la pierna. Idealmente, esta energía se devuelve al usuario en el terminal de la fase de apoyo, al flexionar el tobillo para impulsar el portador hacia adelante. El dispositivo incorpora un sistema de cierre este es un mecanismo de la transición entre dos modos de rigidez el cual proporciona la forma adecuada de vuelco cinemático observado al caminar. [11]

La prótesis contiene un cilindro neumático y la válvula en serie con una fibra de vidrio y un resorte de flexión el cual almacena de forma pasiva la energía y modulada en posición de equilibrio, donde la posición de equilibrio se refiere a la posición angular que provoca cero torque. El flujo de aire entre las dos cámaras del cilindro se controló con un solenoide eléctrico en miniatura, la válvula y la flexión del resorte está integrado en un brazo de momento 100 mm que une el pistón neumático a la articulación del tobillo. [12]



Fig. 6 Modelo de prótesis Ankle-Foot [11]

2.1.7 Prótesis CERV

El prototipo CERV está diseñado para reciclar la energía que es de gran parte disipada en colisiones a pie. Almacena energía elásticamente en el talón durante la carga del pie en la postura temprana, y libera la energía del resorte cerca de la terminal en la forma de trabajo, la flexión plantar push-off es una la mecánica del tobillo push-off la cual es un importante factor de la movilidad y la economía del amputado. Este pie recicla la energía proporcionada y la retorna como energía mejorada en comparación con las prótesis pasivas convencionales. La energía devuelta de push-off es proporcional a la cantidad almacenada en el resorte durante la colisión del pie en tierra, con esa cantidad a su vez depende de la rigidez del resorte. Una mejor comprensión.

Además utilizamos sensores de desplazamiento en el pie CESR para estimar el almacenamiento de energía elástica. [13][14]

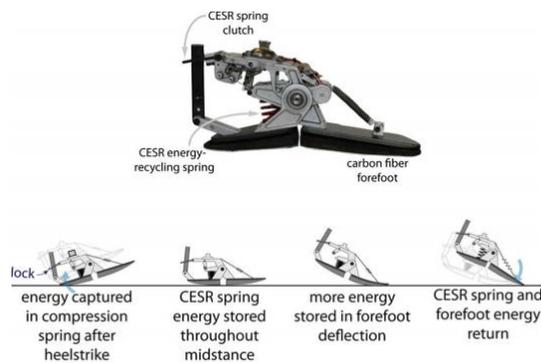


Fig. 7 Modelo de Prótesis CERV. [13]

2.1.8. Prótesis with Control of Plantar flexion and Inversion-Eversion Torque

Esta prótesis de tobillo y pie contiene dos dedos accionados de forma independiente, que se coordinan para proporcionar flexión y pares de inversión. Esta configuración permite una estructura ligera simple con una masa total de 0,72 kg.

Está diseñado y construido un tobillo-pie protésico con control de torque en ambos direcciones flexión e inversión-eversión. El rendimiento del sistema, incluye un par máximo de torsión y el seguimiento, durante las tareas dinámicas tanto en la mesa de trabajo y durante la marcha. Los dos grados de libertad de pie y tobillo se diseñaron como un efector final para un sistema emulador tethered. Hardware de actuación y control de gran alcance se encuentra fuera del vehículo a fin de mantener baja masa desgastada. Correas de sujeción Bowden-cable flexible transmiten la potencia mecánica a la prótesis, pero no interfieren con los movimientos naturales de la extremidad. [15]

Los dedos comparten un único eje de rotación similar a la planta de flexión del eje en la articulación del tobillo humano, y están espaciados medio lateral tal que uno es más cerca de la línea central del cuerpo. La flexión se produce cuando ambos dedos de los pies giran en la misma dirección, y la inversión de la eversión se produce cuando se giran en direcciones opuestas. [16]

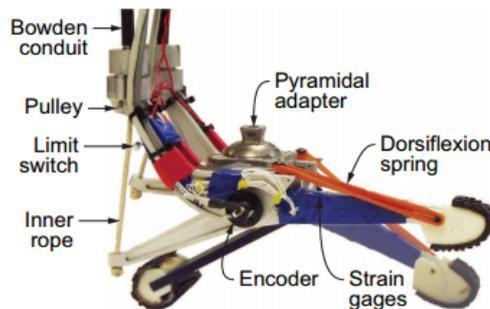


Fig. 8 Prosthesis with Control of Plantar flexion and Inversion-Eversion Torque [15]

2.1.9 Prótesis de Knee

El modelo dinámico de la prótesis esta por encima de la rodilla durante el ciclo de la marcha completa. El modelo se basa en un sistema mecánico multi-cuerpo de dos dimensiones y un hidráulico, contiene un controlador elástico para la rodilla y un controlador cinemático para la prótesis de tobillo. Las ecuaciones del movimiento fueron conducidos utilizando el método de Lagrange. La rodilla elástica y el controlador hidráulico, el tope de la extensión de la rodilla, y el controlador cinemática del tobillo fueron representados por un resorte y un amortiguador. Un resorte no lineal, y un muelle-amortiguador de torsión dentro de una configuración de prótesis estándar. La trayectoria de la cadera y el momento conjunto se consideran como las condiciones iniciales de las ecuaciones diferenciales acopladas. Diseño optimizado de la prótesis, para lograr el patrón de flexión de la rodilla más cercana a la de la marcha normal, dio lugar a una buena correlación. El efecto de controlador hidráulico coeficiente de amortiguación en el patrón de la flexión de la prótesis de rodilla y el tobillo sólo fue significativa en la fase de balanceo del ciclo de la marcha. [19] [20]

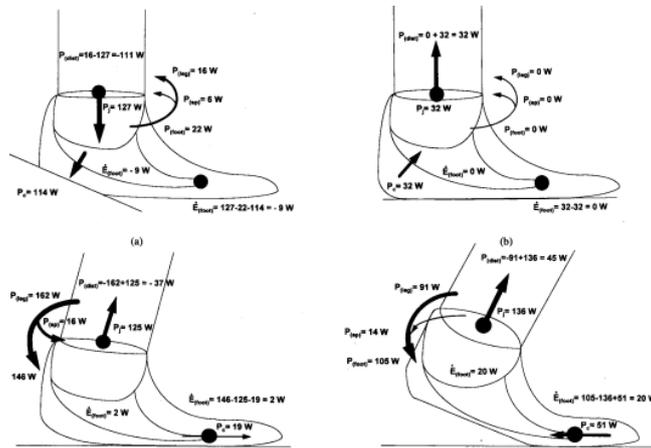


Fig. 9 Modelo de prótesis Knee [17]

Conclusiones

- Español

Al pasar de los años los tipos de prótesis de pie han ido cambiando y perfeccionándose para poder brindar mayor comodidad, seguridad además de agregar un toque de estética en lo que hace referencia a la elaboración de prótesis.

Analizamos desde las más comunes, baratas hasta las más sofisticadas y caras, las cuales han ido cambiando a través de los años de manera significativa, con distintas técnicas de movimiento se han convertido en las mejores opciones para personas amputadas.

La prótesis SACH es una de las primeras del mercado, en la cual se ha basado el desarrollo de las demás, y obteniendo hoy en día prótesis ya biónicas.

La prótesis Walking que esta hecho de material compuesto de inserciones de fibra de carbono. Y con una estructura elástica que permite una energía de transmisión.

El modelo DER tiene propiedades energéticas determinada a partir de la mecánica articular.

La prótesis Ankle-foot es un dispositivo que incorpora un sistema de cierre siendo este un mecanismo de la transición entre dos modos de rigidez el cual proporciona la forma adecuada de vuelco cinemático observado al caminar.

- Ingles

Over the years the types of prosthetic feet have changed and refined to provide greater comfort, safety as well as adding a touch of aesthetics in what refers to the development of prostheses.

Analyzed from the most common, inexpensive to the most sophisticated and expensive, which have changed over the years significantly, with different movement techniques have become the best choices for amputees.

The SACH prosthesis is one of the first market, which has been based the development of other, and obtaining today and bionic prostheses.

The Walking prosthesis is made of composite fiber inserts carbon material. And with an elastic structure that allows power transmission.

The DER model has certain energetic properties from joint mechanics.

The Ankle-foot prosthesis is a device incorporating a closure system this being a mechanism of transition between two modes of stiffness which provides the proper form of cinematic reversal observed when walking.

Referencias

- [1] J. P. a. S. Shanfield, "Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet," Journal of Rehabilitation Research and Development," 1993.
- [2] R. Versluys, D. Anja , L. Gerlinde and B. Pieter , "From Conventional Prosthetic Feet to Bionic Feet: A Review Study," USA, 2008.
- [3] M. V. Candal, O. Pelliccioni and M. Bermeo, "Comparative Analysis of Materials during Design Process of Prosthetic Foot by," Venezuela, 2013.
- [4] M. Sam, A. H. Hansen and D. S. Childress, "Mechanical Characterization of Prosthetic Feet," Chicago, 2000.
- [5] E. Barocio, K. Bustamante, R. V. Gonzalez and J. C. Huegel, "Comparison via Roll-Over Shape of the Kinematic Performance of two," Sao Pablo, 2014.

- [6] M. Buzatu, D. Bucur, O. Dontu, C. Frigo and E. Pavan, "Influence of shoes and cover characteristics on," Romania, 2013.
- [7] S. Sienko, "Biomechanics of below-knee amputee gait," 1988.
- [8] K. M. Olesnavage and A. G. Winter, V, "Lower Leg Trajectory Error: A Novel Optimization," 2015.
- [9] J. Xiaohong, L. Xiaobing and . D. Peng, "The Influence of Dynamic Trans-tibial Prosthetic Alignment on," shanghai, 2005.
- [10] M. D.Geil, "Energy Storage and Return in," Atlanta.
- [11] D. G. S. J. C. G. a. K. M. D. H. Nielsen, "Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation using different prosthetic feet," 1988.
- [12] L. M. Mooney and C. H. Lai , "Design and Characterization of a Biologically Inspired QuasiPassive Prosthetic Ankle-Foot," 2014.
- [13] E. C. P. a. R. R. Gonzalez, "Energy expenditure in below-knee amputees: correlation with stump length," Arch. Phys, 1974.
- [14] Karl E. Zelik, Steven H. Collins, Peter G. Adamczyk, Ava D. Segal, Glenn K. Klute and David C. Morgenroth, "Systematic Variation of Prosthetic Foot Spring Affects Center-of-Mass Mechanics and Metabolic Cost During Walking," 2011.
- [15] H. J. H. J. D. V. H. K. a. W. H. E. K. Postema, "Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: Biomechanical," Prosthetics Orthotics Int, 1997.
- [16] Steven H. Collins, Myunghee Kim, Tianjian Chen and Tianyao Chen, "An Ankle-Foot Prosthesis Emulator with Control," Washington, 2015.
- [17] E. M. Ficanha, "Ankle angles during step turn and straight walk Implications for the design of a steerable ankle-foot prosthetic robot," in Proc, 2013.
- [18] F. F. M. P. Shabnam Pejhan, "Design Optimization of an Above-Knee Prosthesis Based on the Kinematics of Gait," Canada, 2008.
- [19] F. R. T. N. R. D. P. Farahmand, "Kinematic and dynamic analysis of the gait cycle of above-knee amputees," Iranica Scientia, 2006.
- [20] D. A. W. Franqois Prince, "A New Technique for the Calculation of the Energy Stored, Dissipated, and Recovered in Different Ankle-Foot Prostheses," IEEE, 1994.

Autor:

Ávila José
javilaa3@est.ups.edu.ec
Universidad Politécnica Salesiana
Cuenca-Ecuador

Jose David Avila Abad: Nació 18 de octubre de 1994 en Cuenca-Ecuador; Escuela San Jose de la Salle, Secundaria en el Colegio Tecnico Salesiano y Cesar Andrade comenzó sus estudios en la Universidad Politécnica Salesiana, siguiendo la carrera del Ingeniería electrónica, actualmente se encuentra cursando cuarto ciclo.

