

Análisis de posición de un modelo del tobillo de tres elementos.

¹M. E. García Gutiérrez, ¹J.M Rodríguez-Lelis, ²J.A. Arellano-Cabrera,
²M.T. Lucas-Jiménez

¹Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos.

²Departamento de investigación, Equipos Médicos Vizcarra, S.A, Emiliano Zapata, Morelos, México.

Resumen— El conjunto pie-tobillo posee componentes y articulaciones con movimientos de poca amplitud, los cuales son despreciados generalmente en el modelado cinemático de la articulación y el diseño de componentes protésicos, a pesar de ser la causa de la robustez mecánica de tal sistema. Para el diseño de prótesis que considere el micro-deslizamiento de cada articulación, es fundamental conocer cómo las superficies articulares y los ligamentos guían el movimiento del tobillo. Con esto en mente, en este trabajo se presenta un modelo cinemático de la articulación talocrural, que permite el movimiento en los tres planos y considera los efectos de la articulación subastragalina y los dos ligamentos principales de la articulación. Aquí, las superficies de contacto se encuentran representadas por contactos esfera-esfera, en la que se tiene un contacto de superficie.

Palabras clave—articulación de tobillo, biomecánica, mecanismos paralelos espaciales, modelo del tobillo.

I. INTRODUCCIÓN

El conjunto de componentes del pie y tobillo, constituyen la estructura mecánica más compleja del miembro inferior, definida por Leonardo Da Vinci como “la pieza más perfecta de ingeniería”. Además de actuar como una plataforma de soporte estructural capaz de soportar cargas de hasta 7 veces el peso corporal, el complejo pie/tobillo también es capaz de ajustarse a diferentes superficies de suelo y variar las velocidades de locomoción [1]. Esto lo hace a través de las diferentes configuraciones que adoptan las articulaciones del pie/tobillo, permitiendo al pie ser rígido o flexible para mantener una marcha suave y estable.

El tobillo transfiere la carga de la extremidad inferior al pie e influye íntimamente en la orientación del pie con el suelo, por lo que esta articulación es fundamental para una marcha normal, sin embargo, a causa de las condiciones de trabajo, es una localización frecuente de lesiones traumáticas, siendo la más común la artrosis postraumática, que es la degeneración del cartilago que permite el deslizamiento entre huesos.

La artrosis de tobillo impide el movimiento de la articulación por inflamación y dolor. Para aliviar estas condiciones, surgió en los años setentas la artroplastia de tobillo, que busca la sustitución completa de la articulación por componentes mecánicos [2]. Los diseños protésicos para

sustituir la articulación han sido múltiples, y los diseños de última generación presentan buenos resultados a corto plazo, sin embargo, existe una alta tasa de fracaso a largo plazo (generalmente jóvenes con actividad de esfuerzo) y las indicaciones de artroplastia se encuentran restringidas a personas de edad avanzada con vida sedentaria [3].

La tasa alta de fracaso en artroplastia es atribuida a los malos diseños de componentes protésicos, que buscan la rehabilitación de la marcha, por medio de sistemas mecánicos simples, considerando la articulación del tobillo como una simple bisagra cuyo movimiento se encuentra en un solo plano. Limitar el movimiento de la articulación a un solo plano impide la adecuada distribución de carga a través del pie, y el resto de las articulaciones se sobrecargan al tratar de compensar la falta de movimiento en el tobillo, esto deriva en problemas de todas las articulaciones del miembro inferior y columna [4].

Para el diseño de una prótesis que realice los movimientos de un tobillo sano, es necesario conocer los movimientos reales de la articulación, y considerar los movimientos tridimensionales de ésta, que son despreciados en los diseños de prótesis y modelos cinemáticos del tobillo, a pesar de ser la causa de robustez del sistema [5].

Las propiedades cinemáticas del tobillo son el resultado de una compleja interacción entre la morfología articular ósea y las limitaciones de los ligamentos [6]. Los patrones de movimiento se deben a las características geométricas de las superficies de los huesos: la tibia, peroné, astrágalo y calcáneo. El hueso principal es el astrágalo, ya que permite la transferencia de carga del plano vertical al horizontal, este se muestra en la Fig. 1, donde también pueden verse las principales estructuras anatómicas del tobillo.

La morfología del astrágalo ha sido objeto de estudio, para determinar el movimiento del tobillo. Entre los primeros estudios se encuentran los de Inman [7], quien determinó que el tobillo actúa como una simple bisagra cuyo eje de movimiento se encuentra entre la punta de los maléolos. Inman y Close [8] determinaron que la tróclea astragalina puede representarse como un cono truncado, con el ápice orientado medialmente y con el eje de movimiento como el que une las puntas de los maléolos.

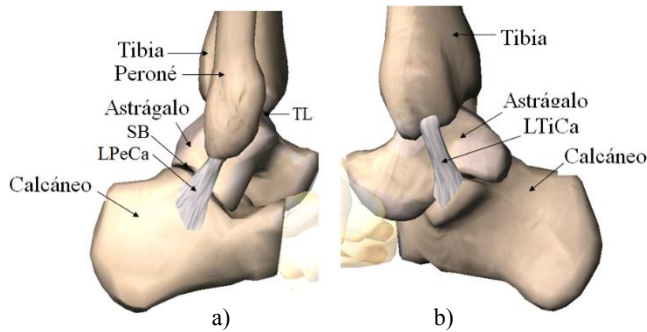


Fig. 1. a) Vista lateral del tobillo en el que LPeCa es el ligamento Calcaneofibular, TL es la articulación del tobillo o talocrural y SB es la articulación subastragalina (calcáneo y astrágalo). b) Muestra la vista medial, LTiCa es el ligamento tibiocalcaneal.

Barnett y Napier [9] determinaron que el tobillo tiene dos ejes de movimiento, uno para dorsiflexión y otro para flexión plantar. El cambio de eje se produce alrededor de la posición neutra. Sammarco [10] encontró diferentes centros instantáneos de la tróclea y todos se encontraban dentro del astrágalo, lo que comprueba la existencia de deslizamiento además de rotación pura. Lundberg [11] determinó que la articulación tiene múltiples ejes, y existe un punto dentro del astrágalo en cual todos los ejes se cruzan. Por su parte Leardini [12] mediante un modelo de cuatro barras, modela al tobillo considerando dos ligamentos, el calcáneo y la tibia y peroné como un solo elemento, probando que el eje de movimiento del tobillo cambia en todo el rango de movimiento.

R. Franci [13] realizó un mecanismo espacial para el movimiento pasivo del tobillo, el cual definió por tres puntos de contacto esfera-esfera y dos eslabones rígidos, los puntos de contacto son los puntos de contacto entre tibia/peroné (considerado como un solo elemento) y astrágalo, los ligamentos son considerados como elementos rígidos.

R. Di Gregorio [14] realizó un mecanismo espacial similar al de Franci, sin embargo, él no consideró los contactos como esfera-esfera sino como plano-esfera, en el que había un contacto de punto.

Los resultados obtenidos de dichos mecanismos muestran una buena concordancia con estudios experimentales, sin embargo, no replican el movimiento completo de la articulación, ya que consideran que en condiciones pasivas, es decir sin carga, el tobillo se comporta como de un grado de libertad, esto implica que no existe una emulación del movimiento natural de la articulación. Por lo que el objetivo del presente estudio es proporcionar un modelo del tobillo, en el cual se considera la articulación talocrural y la subastragalina, para replicar a través del modelo el movimiento tridimensional real de la articulación. La finalidad del modelo es definir trayectorias de los huesos, y servir como base para el diseño de prótesis y exoesqueletos.

II. METODOLOGÍA

A. Descripción del modelo conceptual

El modelo de este trabajo, como se muestra en la Fig. 2, consta de tres segmentos: tibia/peroné, astrágalo y calcáneo. El segmento tibia/peroné es considerado como un solo elemento, bajo la consideración de que la sindesmosis no tiene una influencia importante en el movimiento de la articulación.

El astrágalo al ser el elemento principal de la articulación, se consideran todas las carillas en las que se encuentra en contacto. Con el segmento tibia/peroné se consideran tres contactos: con la tibia, el peroné y la superficie superior de la tróclea con la mortaja tibial.

El calcáneo se encuentra en contacto con el astrágalo en tres carillas, estos contactos representan la articulación subastragalina en la cual se producen principalmente los movimientos de supinación y eversión del pie, además de mantener una íntima congruencia con el astrágalo y servir de guía del movimiento.

La articulación subastragalina, a diferencia de los modelos de Franci y Di Gregorio [13,14], en los que el calcáneo y astrágalo son considerados como un solo segmento; si es considerada en este modelo. Por lo que el modelo de este trabajo se cree permite una configuración más anatómica y es posible una mejor emulación del movimiento.

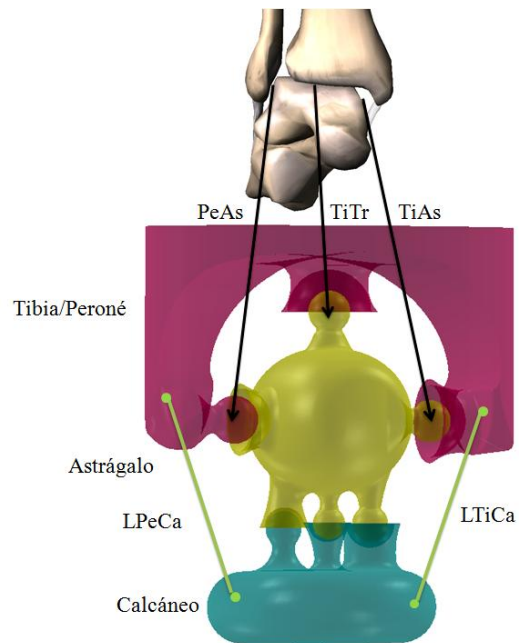


Fig. 2. Modelo cinemático conceptual del tobillo, en el lado lateral se encuentra en contacto el peroné y astrágalo (PeAs), en lado medial, se encuentra en contacto la tibia y astrágalo (TiAs) y el contacto entre la tróclea y tibia (TiTr) en la parte superior.

De acuerdo a Leardini [15] los ligamentos Calcaneofibular (LPeCa) y tibiocalcaneal (LTiCa) controlan y guían el movimiento de la articulación, mientras que los ligamentos que van de la tibia y peroné al astrágalo resisten al movimiento solo cerca de los extremos, por lo que limitan pero no guían el movimiento. Con base en esto, en este modelo solo se consideran los ligamentos LPeCa y LTiCa, que de acuerdo a Leardini [15] sus fibras son casi isométricas durante el movimiento pasivo, por lo que ambos ligamentos son considerados de longitud constante.

Los puntos de contacto son definidos como esfera-esfera y durante el movimiento relativo de los segmentos cada par de esferas debe mantener el contacto. Por lo tanto, las articulaciones en el modelo son consideradas elementos rígidos.

B. Modelo de tres elementos

Como se discutió arriba el sistema de tobillo se representa por tres elementos rígidos: Tibia/peroné, astrágalo y calcáneo, que se interconectan por ocho eslabones binarios rígidos, seis representan las superficies de contacto y dos los ligamentos. El mecanismo puede ser representado sintéticamente por un mecanismo espacial completamente paralelo, como puede verse en la Fig. 3.

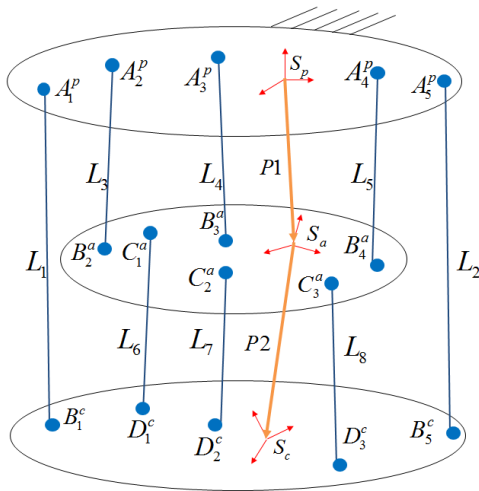


Fig. 3. Mecanismo espacial completamente paralelo de tres elementos.

En el mecanismo espacial de la Fig. 3, los eslabones L_1 y L_2 representan los ligamentos LPeCa y LTiCa. Los eslabones L_3, L_4 y L_5 representan las superficies de contacto entre tibia/peroné y astrágalo. Los eslabones L_6, L_7 y L_8 son los puntos de contacto entre calcáneo y astrágalo. P_1 es el vector de posición del origen del sistema coordinado fijo en el astrágalo respecto al sistema fijo en el segmento tibia/peroné y P_2 es el vector de posición del origen del sistema coordinado fijo en el calcáneo respecto al sistema

coordinado fijo en el astrágalo. Cada elemento tiene un sistema fijo y simultáneamente cada sistema se mueve relativo al sistema global, que en este mecanismo es el sistema fijo al segmento tibia/peroné nombrado como S_p , los sistemas fijos al astrágalo y calcáneo son S_a y S_c respectivamente, estos últimos tienen un movimiento relativo respecto a S_p .

Las ecuaciones de cierre para el mecanismo se obtienen bajo la consideración de eslabones rígidos, es decir, mantienen una longitud constante. Esta longitud se obtiene de la diferencia de los vectores de posición del punto inicial y final del eslabón.

Para los eslabones L_1 y L_2 la ecuación es la siguiente:

$$L_i = \|B_i^p - A_i^p\| \tag{1}$$

Donde A_i^p se encuentra definido en el sistema S_p , mientras que B_i se conoce respecto al sistema S_c . Por tanto, para conocer las coordenadas del vector B_i en términos del sistema fijo S_p (B_i^p), se requiere la aplicación de una matriz de rotación que transforme las componentes del vector B_i del sistema S_c a S_a , como se indica en la Fig. 4.

$$B_i^a = P_2 + {}^a_c R B_i^c \tag{2}$$

B_i^a Es el vector B_i expresado en el sistema coordinado S_a , finalmente para conocer a B_i^p se requiere otra matriz de rotación que convierta los componentes de S_a a S_p .

$$B_i^p = P_1 + {}^p_a R (P_2 + {}^a_c R B_i^c) \tag{3}$$

La ecuación de cierre del circuito, es por lo tanto:

$$L_i = \|P_1 + {}^p_a R (P_2 + {}^a_c R B_i^c) - A_i^p\| \quad (i=1,2) \tag{4}$$

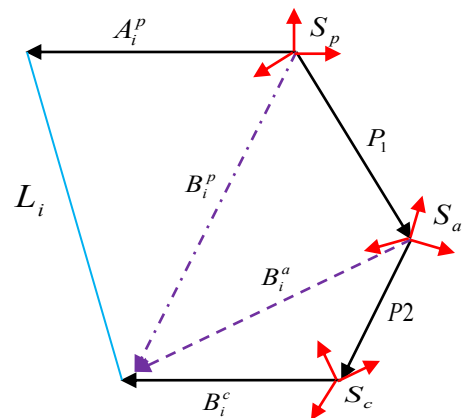


Fig. 4. Secuencia de rotaciones del vector B_i , para expresar sus componentes en términos del sistema coordinado S_p .

La ecuación de cierre para los eslabones L_3 , L_4 y L_5 , se determina utilizando la misma secuencia de rotaciones. Sin embargo, en esta solo se utiliza una matriz de rotación ya que las componentes del vector de posición solo se convertirán de S_a a S_p , la ecuación por tanto es:

$$L_i = \|P_1 + {}^p_a R B_i^a - A_i^p\| \quad (i= 3,4 \text{ y } 5) \quad (5)$$

La ecuación de cierre para los eslabones L_6 , L_7 y L_8 se determina igual que las anteriores, y queda:

$$L_i = \|{}^p_a R (P_2 + {}^c_a R D_i^c) - {}^p_a R C_i^a\| \quad (i= 6,7 \text{ y } 8) \quad (6)$$

El conjunto de las ecuaciones (4), (5) y (6) describen el sistema y permiten conocer la posición de los eslabones, de acuerdo a los límites de movimiento que se le impongan en las matrices de rotación.

C. Matrices de rotación

La orientación y posición de los segmentos tibia/peroné, astrágalo y calcáneo se designan con los sistemas S_p , S_a y S_c respectivamente. El origen de estos sistemas se encuentra entre los picos de los maléolos para S_p y entre las carillas articulares para S_a y S_c . Los ejes deben estar alineados con los ejes anatómicos, es decir, el eje z apuntando lateralmente, el eje y proximalmente y el eje x apuntando hacia adelante y ortogonal a los dos anteriores, como lo indica la Fig. 5. La dorsiflexión (ángulo γ) es la rotación alrededor del eje z , la abducción/aducción (ángulo α) alrededor del eje y y la inversión/eversión (ángulo β) es la rotación alrededor del eje flotante x , ortogonal a los otros dos, las convenciones de los signos se indican en la Fig. 5. Estos ángulos se suponen igual a 0 en la posición neutra del tobillo [16]. De acuerdo a las convenciones mencionadas, las matrices de rotación ${}^c_a R$ y ${}^p_a R$ que transforman los componentes del vector medidos en S_c a S_a y de S_a a S_p se expresan como sigue:

$${}^c_a R = \begin{bmatrix} c\alpha_1 c\gamma_1 + s\alpha_1 s\beta_1 s\gamma_1 & -s\gamma_1 c\beta_1 & s\alpha_1 c\gamma_1 - c\alpha_1 s\beta_1 s\gamma_1 \\ c\alpha_1 s\gamma_1 - s\alpha_1 s\beta_1 s\gamma_1 & c\gamma_1 c\beta_1 & s\alpha_1 s\gamma_1 - c\alpha_1 s\beta_1 c\gamma_1 \\ -c\beta_1 s\alpha_1 & -s\beta_1 & c\alpha_1 c\beta_1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$${}^p_a R = \begin{bmatrix} c\alpha_2 c\gamma_2 + s\alpha_2 s\beta_2 s\gamma_2 & -s\gamma_2 c\beta_2 & s\alpha_2 c\gamma_2 - c\alpha_2 s\beta_2 s\gamma_2 \\ c\alpha_2 s\gamma_2 - s\alpha_2 s\beta_2 s\gamma_2 & c\gamma_2 c\beta_2 & s\alpha_2 s\gamma_2 - c\alpha_2 s\beta_2 c\gamma_2 \\ -c\beta_2 s\alpha_2 & -s\beta_2 & c\alpha_2 c\beta_2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

En donde $c = \cos$, $s = \sin$ y γ_1 , β_1 y α_1 son las rotaciones de S_a con respecto a S_p y γ_2 , β_2 y α_2 , son las rotaciones de S_c respecto a S_a .

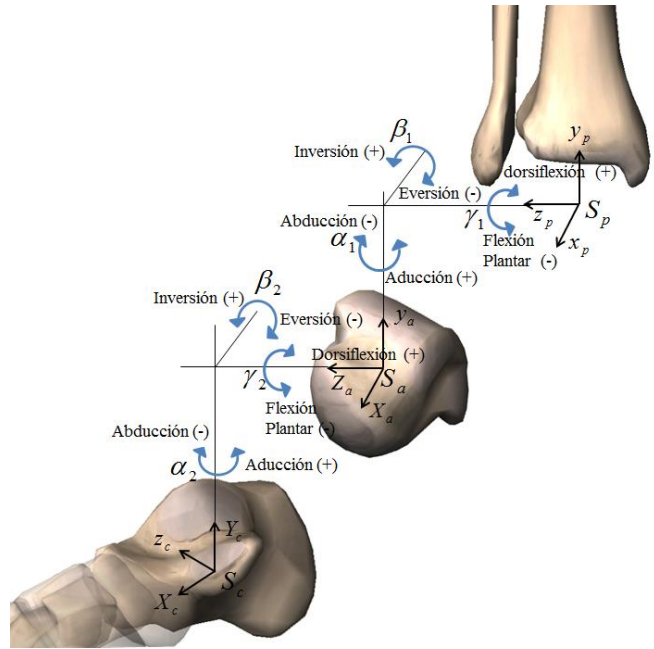


Fig. 5. Sistema de coordenadas y ángulos de movimiento.

III. DISCUSIÓN

El mecanismo espacial diseñado puede servir de apoyo en el diseño de prótesis, exoesqueletos y como apoyo en técnicas de reconstrucción de ligamentos.

El modelo presentado por Di Gregorio [14], demostró la factibilidad de modelar la articulación del tobillo a través de mecanismos espaciales, sin embargo los resultados obtenidos a través del modelo propuesto por Di Gregorio no eran completamente satisfactorios, a causa de que en su modelo, las superficies de contacto entre el elemento tibia/peroné y astrágalo/calcáneo fueron representadas como pares plano-esfera, en los que existe un contacto de punto. R. Franci [13] realizó una mejora al diseño de Di Gregorio en el que la forma de contacto entre los segmentos era por pares esfera-esfera, manteniendo una superficie de contacto y no de punto, todos los demás elementos y consideraciones fueron las mismas que Di Gregorio.

Bajo estas consideraciones, se realizó el mecanismo espacial aquí presentado, en el cual se consideran las mismas estructuras anatómicas que los diseños de Di Gregorio y Leardini: tibia, peroné, astrágalo y calcáneo. Sin embargo, el astrágalo y calcáneo se consideran como elementos separados y no como uno solo, según los modelos anteriores. Esto permite que el modelo presentado, agregué 9 grados de libertad al modelo y pueda replicar mejor los movimientos de la articulación, no solo bajo condiciones pasivas, como los modelos anteriores, sino también bajo condiciones de carga, ya que el calcáneo se le permite

moverse en pronación y supinación como lo hace naturalmente en el ciclo de marcha. Esto permite también que los ligamentos puedan adoptar posiciones naturales, a causa de la configuración más anatómica del modelo y finalmente el astrágalo se encuentra mejor restringido, permitiendo ampliar su movimiento a los tres planos del espacio.

El modelo cinemático presentado puede ser utilizado para obtener el comportamiento de la articulación del tobillo, bajo diferentes condiciones, por ejemplo: bajo condiciones de carga o para simular dislocaciones de los ligamentos. Así mismo, sirve de apoyo en el diseño de prótesis transtibiales y transfemorales, permitiendo conocer los límites de movimiento que estas deben tener. Dado que los modelos de prótesis transtibiales no consideran el movimiento tridimensional de la articulación del tobillo [17, 18, 19], mientras que las prótesis transfemorales centran su atención en la rodilla, y la articulación del tobillo es considerada como bisagra, fija o no son consideradas [20].

IV. CONCLUSIÓN

El mecanismo paralelo propuesto permite emular los movimientos de un tobillo sano. Mediante las ecuaciones que describen el movimiento del mecanismo, es posible encontrar las trayectorias de cada eslabón y por ende de cada hueso y conocer las superficies de deslizamiento que tiene lugar en cada carilla de la articulación, para ser analizadas y empleadas en el diseño de prótesis y exoesqueletos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Nordin Margatera P. T., Dr. Sci., “Biomecánica básica del sistema musculoesquelético”, 3a ed. McGraw-Hill/interamericana de España, 2001, pp. 228-260.
- [2] F. Noriega, “Artroplastia de tobillo en el siglo XXI. Un avance en reconstrucción articular”, Instituto Internacional de Cirugía Ortopédica y del Pie, Madrid, 2004.
- [3] Villanueva E., J. Pardo, P. Alcantara, A. Juan, “Artroplastia total de tobillo”, Rev. Esp. Cir. Osteoart, 1992.
- [4] Rodriguez Rebecca, Stine Rebecca, Stefania Fatone, “Spinal motion during in persons with transfemoral amputation with and without low back pain: preliminary results”, communicating the science of prosthetics and orthotics, Vol.19, núm. 4, 2011.
- [5] Montenegro Carlos M. “Estudio de la robustez mecánica del sistema tobillo-pie”, umbral científico, núm. 17, diciembre 2010, pp. 56-65.
- [6] Siegler Sorin, Toy Jason, Seale Damani, Pedowitz David, “The Clinical Biomechanics Award 2013—presented by the International Society of Biomechanics: New observations on the morphology of the talar dome and its relationship to ankle kinematics”, USA, 2013.
- [7] Hans Zwipp, Thorsten Rant, “Ankle joint biomechanics”, European journal of foot and ankle surgery, vol. 1, num. 1, 1994.
- [8] Close JR. “Some applications of the functional anatomy of the ankle joint”, 1956.
- [9] H. Barnett y J. Napier, “The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula”, journal of anatomy, vol. 86, parte 1, 1986.
- [10] Shahan K. Sarrafian, “Anatomy of the descriptive, Foot and Ankle, Topographic, functional”, 2a Ed, Lippincott company, 1993.
- [11] Lundberg Arne, Svensson Ola K, Németh Gunnar, Selvik Göran, “the axis of rotation of the ankle joint”, 1989.
- [12] Leardini A., O'Connor J. J., Catani F., Giannini S., “A geometric model of the human ankle joint”, Journal of Biomechanics, 1999.
- [13] Franci R., Parenti-Castelli V., belvedere C. Leardini A., “A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint”, Italia, 2009.
- [14] R. Di Gregorio, Parenti-Castelli V., O'Connor J. J., Leardini A., “Mathematical models of a passive motion at the ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms”, Italia, International federation for medical and biological engineering, 2007.
- [15] Leardini A., O'Connor, “Kinematics of the human ankle complex in passive flexion: a single degree of freedom system”, 1999.
- [16] Grood E. S., Suntay W. J., “A joint Coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee”, 1983.
- [17] Samuel Au, Max Berniker, Hugh Herr, “Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits”, 2008.
- [18] Scott Telfer, Jari Pallari, Javier Munguia, “Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design”, BMC Musculoskeletal Disorders, 2012.
- [19] Lee Nolan, “Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review”, European Foot and Ankle Society, 2008.
- [20] Susan Kapp, Joseph A. Miller, “Lower limb prosthetics”, capítulo 20.