

Mecanismo paralelo UPS-1S para la articulación de un tobillo protésico para personas con amputación transtibial

V. E. Abarca¹, N. J. Gallardo², D. A. Elías¹

¹Laboratorio de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica

Sección Ingeniería Mecánica, Departamento de Ingeniería, Pontificia Universidad Católica del Perú, 15088, Lima-Perú.

E-mail: delias@pucep.pe.

²Especialidad de Ingeniería Mecánica, Posgrado, Instituto Tecnológico Superior de Poza Rica, 93230, Veracruz-México

E.mail: e186p1319@itspozarica.edu.mx

Área de participación: Mecánica y Mecatrónica.

Resumen

Se presenta el diseño de un tobillo protésico utilizando un mecanismo paralelo tipo UPS-1S con configuración: unión universal, prismática (con fuerza máxima de 2,2 kN del actuador lineal) y esférica. Este mecanismo tiene 3 grados de libertad activos, con 3 movimientos de rotación similar a un tobillo humano. Permite realizar 6 movimientos: flexión plantar, dorsiflexión, eversión, inversión, abducción, y aducción, e incluso los rangos de movimientos en los planos sagital, frontal y transversal. Este mecanismo se desarrolla en base a medidas antropométricas del miembro inferior una mujer mexicana de 1.56m de estatura y de peso de 64 kg, y la propuesta del mecanismo ha sido diseñado y validado mediante simulación de los rangos de movimiento del tobillo con Autodesk Inventor 2020.

Palabras clave: Mecanismo paralelo, prótesis transtibial y diseño mecánico.

Abstract

The prosthetic ankle design is presented using a parallel UPS-1S type mechanism with the following configuration: universal joint, prismatic joint (with a maximum of 2.2 kN force for the linear actuator) and spherical joint. This mechanism has 3 active degrees of freedom, with 3 rotation movements similar to a human ankle. It allows 6 movements: plantar flexion, dorsiflexion, eversion, inversion, abduction, and adduction, even the ranges of movements in the sagittal, frontal and transverse planes. This mechanism is developed based on anthropometric measurements of the lower limb of a Mexican woman with 1.56m of height and 64 kg of weight, the proposal of the mechanism has been designed and validated by simulating the ranges of movement of the ankle using Autodesk Inventor 2020.

Key words: Parallel mechanism, transtibial prosthesis and mechanical design.

1. Introducción

Actualmente, la diabetes mellitus es la primera causa de amputaciones del miembro inferior en el mundo [1][2], según la Organización Mundial de la Salud (OMS) 422 millones de personas viven con la enfermedad y cada año mueren 1,6 millones de estos pacientes. Las complicaciones de la diabetes mellitus afectan a muchas partes del cuerpo humano, está el riesgo de sufrir una amputación no traumática dicha complicación se asocia a neuropatía y enfermedades vasculares periféricas, estos elementos pueden conducir en el caso de las complicaciones del pie, a ulceración, infección y eventualmente amputación [3]. La amputación transtibial es la resección completa y definitiva del segmento corporal por debajo de la rodilla. Pacientes que han sufrido esta amputación generan múltiples modificaciones, no solo de orden anatómico sino también fisiológico, psicológico e implicaciones en el desempeño corporal y sus movimientos, todo esto ocasionado por la pérdida del miembro inferior. Dentro de las pérdidas de la parte inferior encontramos el tobillo, este es crucial en soporte y progresión al caminar, debido a que provee 6 movimientos al pie: dorsiflexión, plantar flexión, eversión, inversión, abducción y aducción [4]. Estos movimientos se deben a las estructuras ligamentosas y musculares del tobillo, las mismas que favorecen las adaptaciones del terreno durante la caminata [5]. Los pacientes con amputación recurren al uso de prótesis de miembro inferior recuperando la capacidad de caminar, sustituyendo el miembro perdido es así como el mecanismo paralelo que proveerá la movilidad al pie protésico imitará estos movimientos naturales que realiza el tobillo humano. En los últimos años se ha despertado un gran interés en el desarrollo de prótesis de miembro

inferior, es como se pueden encontrar diferentes mecanismos seriales que integre una prótesis [6], [7], [8], [9], por el contrario los mecanismos paralelos no han sido aplicados en prótesis de miembro inferior, a pesar de que se conoce que tiene mayores ventajas y esto se debe a que las cadenas cinemáticas que lo conforman permiten movimientos a la plataforma fija y móvil en comparación con los mecanismos en serie [10][11][12], ofreciendo una alta rigidez con un bajo peso y aportando características de precisión, y la capacidad de manipular cargas muy superiores a su peso [13][14]. Los usos de mecanismos paralelos a la fecha han sido abordados principalmente para aplicaciones industriales [15][16]. En el área de prótesis comerciales e investigaciones aplicadas para sustituir un miembro con mecanismos paralelos es escaso, solo se cuenta en diseño de prótesis en miembro superior; transhumeral [17], de antebrazo [18], en ortesis para el miembro inferior [19] y rehabilitadores de tobillo [20][21].

Por lo cual, en este trabajo se tiene como objetivo el diseño de un mecanismo paralelo para la articulación de un tobillo protésico para personas con amputación transtibial, considerando parámetros fundamentales como los rangos de movimiento, dimensiones antropométricas, peso, tipos de movimientos, y 3 grados de libertad activos similar al tobillo humano.

2. Diseño del mecanismo

Se realizó el diseño de un prototipo de mecanismo paralelo el cual se muestra en la Figura 1. Éste está conformado por 3 actuadores eléctricos, 3 uniones universales, 3 uniones esféricas, una plataforma móvil y una plataforma fija. La plataforma fija es aquella que se unirá al socket de la prótesis y la plataforma móvil es aquella que se unirá al pie protésico. El movimiento del mecanismo depende de la orientación de las juntas y los actuadores, para que este no se bloquee al ser activados simultáneamente.

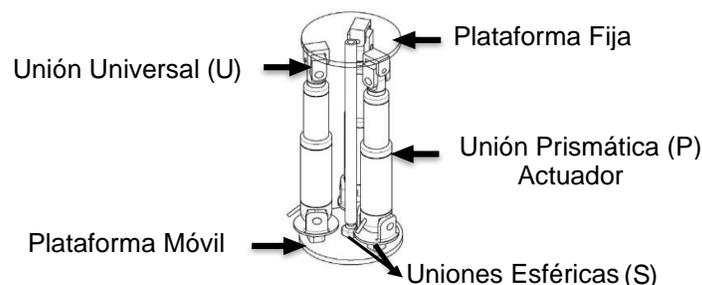


Figura 1. Configuración del mecanismo paralelo UPS-1S

2.1 Requisitos del diseño

Los requerimientos fueron planteados en base a la investigación del estado del arte y de las exigencias del proyecto titulado “Mecanismo paralelo UPS-1S para la articulación de un tobillo protésico para personas con amputación transtibial.”, con el fin de concretar el diseño mecánico. A continuación, en la Tabla 1., se detallan los requerimientos para el diseño la función principal de este mecanismo es poder realizar 6 movimientos con tres grados de libertad.

Tabla 1. Requisitos de diseño

Cinemática	Deberá simular al movimiento natural del tobillo, y realizar los ángulos plantar flexión: 10° a 20°, dorsiflexión: 10° a 15°, inversión: 0° a 23°, eversión: 0° a 12°, abducción: 0° a 30°, aducción: 0° a 30° [22][23].
Fuerza	El mecanismo paralelo debe soportar una carga en movimiento de hasta 60 kg del paciente definido.
Ergonomía	El mecanismo debe tener una altura para un paciente definido con una estatura de 1.56m.
Materiales	Los materiales por utilizar deben ser resistentes ante las cargas esperadas y los más ligeros posibles.
Geometría	A semejar que las medidas antropométricas del paciente [24].
Peso	Los elementos que conforman la prótesis deben cumplir con los estándares de peso necesarios basándose en la forma de IMC (índice de masa corporal) teniendo en cuenta que la prótesis debe tener una masa total de 4 kg [25].

2.2 Medidas antropométricas

El diseño del mecanismo paralelo de la articulación del tobillo fue realizado con las dimensiones antropométricas de una mujer de estatura de 1.56 m y peso 64 kg, según Tabla 2. El corte más común en la amputación transtibial recomendado es de tercio superior, es decir, 88 mm por debajo de la rodilla según Campbell's [26]. Entonces, la altura máxima del mecanismo paralelo considerado desde la amputación hasta la ubicación del tobillo humano es de 305 mm.

Tabla 2. Especificaciones antropométricas [24]

Dimensiones [mm]	
Circunferencia de la pantorrilla	363 mm
Circunferencia del tobillo	90 mm
Longitud tibial	393 mm
Longitud del muñón	88 mm
Longitud del pie	240mm
Ancho del pie	90mm

2.3 Movimientos del tobillo

La articulación del tobillo en el plano sagital, según Figura 2, realiza el movimiento de flexión plantar cuando el pie apunta hacia la pierna, y dorsiflexión cuando el pie apunta hacia el suelo. En el plano transversal realiza el movimiento de inversión cuando gira la planta del pie hacia dentro y eversión cuando gira la planta de pie hacia afuera. En el plano frontal realiza el movimiento de abducción que es cuando el pie se mueve hacia fuera permitiendo que los talones queden a lado del otro talón y aducción cuando el movimiento hacia adentro permite que los dos dedos gordos del pie se posicionan frente a frente [22]. Los rangos de movimiento en la articulación del tobillo humano se muestran en la Tabla 3.

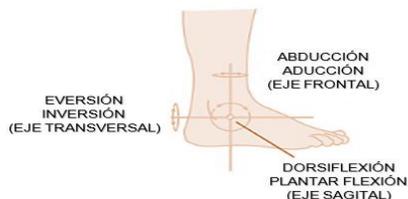


Figura 2. Movimiento del tobillo en tres ejes [22].

Tabla 3. Rangos de movimientos [23].

Movimientos	Rango [°]
Flexión plantar	30 a 50
Dorsiflexión	20 a 30
Eversión	25 a 30
Inversión	0 a 52
Abducción	0 a 45
Aducción	0 a 30

2.4 Cinemática del tobillo

Los movimientos del tobillo durante el ciclo de marcha en el periodo de soporte se muestran en la Figura 3. El tobillo está en posición neutra en el momento del contacto del talón con el suelo (Figura 3a). El tobillo comienza a moverse en dirección flexión plantar llegando el pie a estar en contacto con el suelo (Figura 3b), luego el tobillo comienza a moverse 15° de la posición neutra a la flexión plantar, pasando aproximadamente 5° a la dorsiflexión (Figura 3c). A continuación, el talón se despega del suelo cuando la articulación del tobillo está a 15° de dorsiflexión (Figura3d) y, finalmente, el tobillo se mueve rápidamente en 25° de flexión plantar (Figura. 3e) [27]. En el período de balanceo el pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar, al desprenderse del suelo, a una posición neutra (0°) que se mantiene durante la etapa de balanceo.

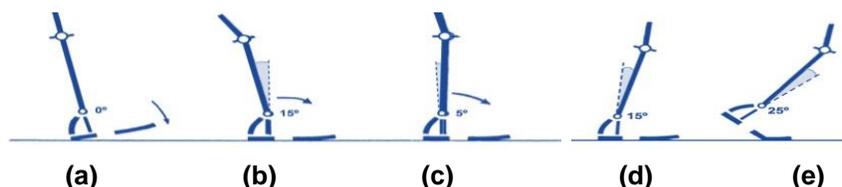


Figura 3. Estudio cinemático del tobillo en el ciclo de marcha [27].

Los rangos de movimiento en los planos sagital, frontal y transversal para la articulación del tobillo humano en el ciclo de marcha se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4. Rangos de movimiento en el ciclo de marcha [22]

Movimientos	Rango [°]
Flexión plantar	10 a 20
Dorsiflexión	10 a 15
Eversión	0 a 12
Inversión	0 a 23
Abducción	0 a 30
Aducción	0 a 30

2.5 Cinética del tobillo

En la Figura 4a se muestran las fuerzas que actúan en el pie durante la marcha. La fuerza del músculo F_M representa la fuerza en el tendón de Aquiles, el cual está sujeto al hueso calcáneo en A. La fuerza de reacción de la tibia F_J se aplica en la en la cúpula del astrágalo en B y la fuerza de reacción sobre el piso W representa el peso de la persona aplicado en C. Estas tres fuerzas representan un sistema de fuerzas concurrentes en el punto de referencia O y en esta posición se estima que la línea de acción de la fuerza de tensión en el tendón de Aquiles forma un ángulo con la horizontal $\theta = 45$, y la línea de acción de la fuerza de reacción de articulación del tobillo forma un ángulo con la horizontal $\beta = 60$.

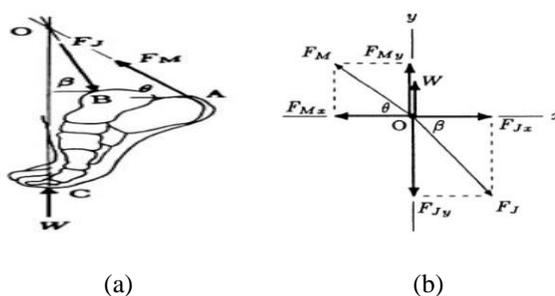


Figura 4. Cinética del tobillo, (a) Fuerzas que actúan en el pie, (b) Componentes de las fuerzas [28]

El pie se mantendrá en equilibrio en determinado tiempo del período de soporte del ciclo de marcha, por lo que, mediante la primera ley de Newton, se aplican las condiciones de equilibrio $\sum F_x = 0: F_M = F_J$, y $\sum F_y = 0: F_M = F_J + W$, obteniendo las Fuerzas en dirección horizontal (x) y vertical (y) (Figura 4b). La fuerza por el tendón de Aquiles $F_M = 1236,4N$, la fuerza de reacción aplicada de la tibia en la en la cúpula del astrágalo $F_J = 1748,51N$ y la Fuerza resultante $F_R = 2141,5N$ se obtienen aplicando las ecuaciones 1, 2 y 3.

$$F_M = \frac{\cos \beta W}{\cos \theta \sin \beta - \sin \beta \cos \theta} \quad (1)$$

$$F_J = \frac{\cos \theta W}{\cos \theta \sin \beta - \sin \theta \cos \beta} \quad (2)$$

$$F_R = \sqrt{(F_J)^2 + (F_M)^2} \quad (3)$$

2.6 Actuador

La fuerza resultante presente en el tobillo es dividida por los 3 actuadores lineales (unión prismática del mecanismo paralelo) con un factor de seguridad igual a 2, dando como resultado la fuerza requerida de 1427,6N

por cada actuador. Por lo tanto, se seleccionan 3 actuadores modelo easyE-35 que tiene una longitud de carrera de 50 mm, son de acero inoxidable, clasificación IP66, rango de temperatura de $-5\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+70\text{ }^{\circ}\text{C}$, tiene un peso de 0.8 kg, con capacidad de empuje máxima de 2200 N y con una velocidad de carga máxima de 2 mm/s [29].

2.7 Validación

Un pie protésico estándar de origen open source fue acoplado en la plataforma móvil del mecanismo paralelo de medidas 90x24x7mm, para su análisis en el plano frontal, sagital y transversal como se muestra en las Figuras 5, 6 y 7. La evaluación del mecanismo fue mediante la activación de los tres actuadores lineales (unión prismática) y la verificación de los rangos de movimiento del tobillo en el ciclo de marcha de la Tabla 3 con el Software Autodesk Inventor 2020.

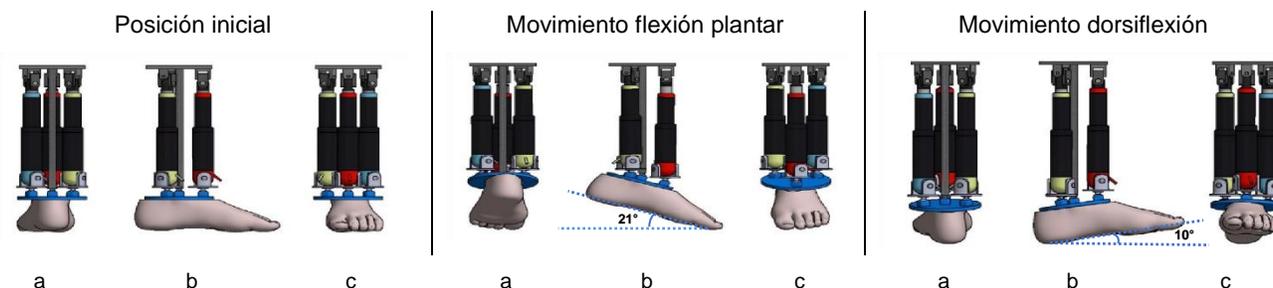


Figura 5. Movimiento flexión plantar/dorsiflexión, a) Plano Frontal-izquierdo, b) Plano sagital, c) Plano Frontal-derecho

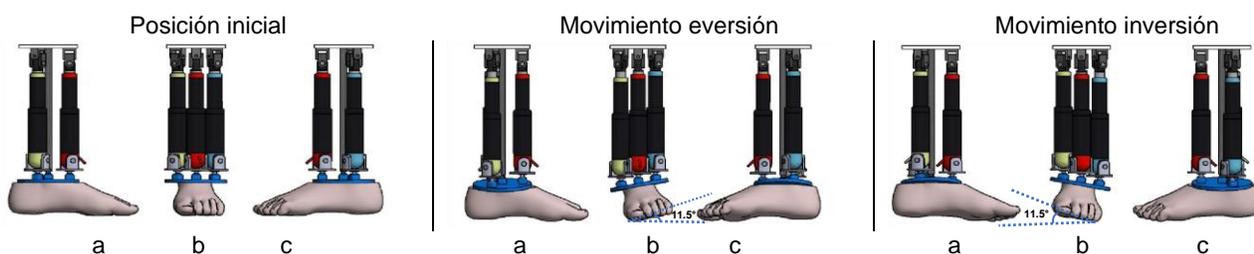


Figura 6. Movimiento eversión/inversión, a) Plano sagital-izquierdo, b) Plano Frontal, c) Plano sagital-derecho

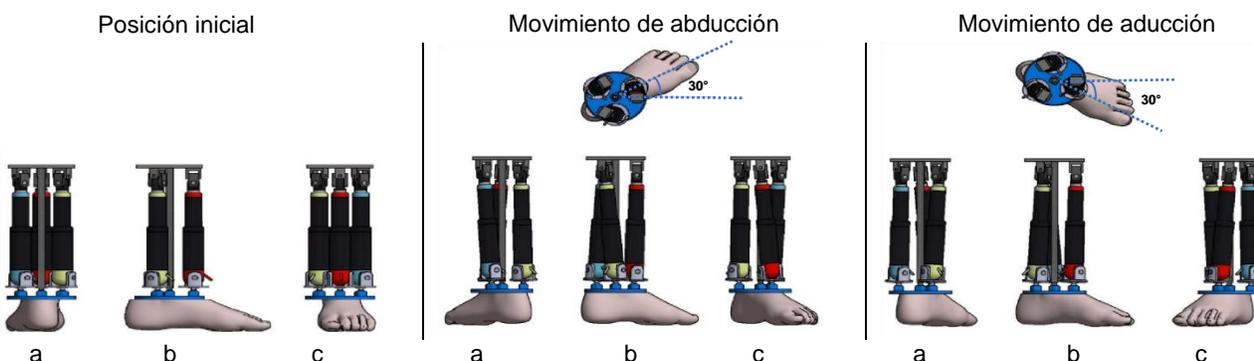


Figura 7. Movimiento abducción/aducción, a) plano transversal, b) plano frontal-izquierdo, c) plano sagital, d) plano frontal derecho

3. Resultados

En la Tabla 5 se muestra una comparación de los rangos de movimiento del tobillo humano en el ciclo de marcha con los rangos de movimiento del mecanismo paralelo diseñado. Se observa que en el movimiento de inversión no llega a cumplir el rango del tobillo humano, sin embargo, en los demás movimientos que realiza el mecanismo paralelo si logra acercarse al rango de movimiento del tobillo humano. Al ejecutarse cada movimiento, en cada

plano, las uniones prismáticas (actuadores lineales) son activadas extendiendo su vástago una determinada distancia hasta obtener el rango deseado de los movimientos del tobillo protésico. Estos actuadores se activan coordinadamente, como por ejemplo en el movimiento de flexión plantar la carrera del actuador amarillo es cero mientras sus otros actuadores trabajan juntos, o en el movimiento de abducción/aducción los tres actuadores trabajan en simultáneo siendo sus carreras iguales.

Tabla 5. Movimiento del mecanismo Paralelo UPS-1S

Movimientos	Rangos de movimiento		Carrera de actuador		
	Tobillo humano [°]	Mecanismo paralelo [°]	Amarillo [mm]	Azul [mm]	Rojo [mm]
Flexión Plantar	10 a 20	0-21	0	19	20
Dorsiflexión	10 a 15	0-10	10	9.3	0
Eversión	0 a 12	0-11.5	13	0	5.5
Inversión	0 a 23	0-11.5	0	13	6
Abducción	0 a 30	0-30	7	7	7
Aducción	0 a 30	0-30	7	7	7

4. Trabajo a futuro

Fabricar el mecanismo paralelo UPS-1S de 3 grados de libertad y evaluar de manera física los movimientos del mecanismo del tobillo protésico. Adicional diseñar un socket personalizado para pruebas futuras con usuario.

5. Conclusiones

El mecanismo UPS-1S analizado en esta investigación para tobillo protésico permite realizar los movimientos activos de un tobillo humano, flexión plantar/dorsiflexión, eversión/inversión, abducción/aducción. Debido al tipo, y a la disposición en la orientación de las juntas de las cadenas cinemáticas (uniones universales, prismáticas y esféricas) que conforman este mecanismo, se obtienen los 3 grados de libertad activos para el tobillo protésico, evitando que el movimiento no se bloquee o las uniones prismáticas (los actuadores lineales) no interfieran entre sí. El mecanismo diseñado es compacto cuya altura es 306 mm y ancho 115 mm, y de peso 2.63 kg, sin tomar en cuenta el peso del pie estético que es aproximadamente 1 kg.

El mecanismo paralelo emula satisfactoriamente los rangos de movimiento del tobillo, por las uniones esféricas que permiten un movimiento relativo dentro de su cavidad esférica, obteniendo ciertos ángulos en todos los planos en que se mueve el tobillo; en plano sagital, frontal y transversal. La propuesta del mecanismo fue diseñada y validada usando el software Autodesk Inventor 2020, lo que permitió determinar la carrera de los actuadores lineales en cada rango de movimiento del tobillo protésico.

Los elementos que conforman el mecanismo paralelo UPS-1S se encuentran en el rango de peso ideal del miembro amputado 4kg, para que así una persona con amputación no emplee demasiada energía metabólica para caminar, y no cause daños adicional en el aspecto físico, como desubicación del centro de gravedad, trayendo como consecuencia problemas en las articulaciones remanentes del cuerpo.

Se determinó que el mecanismo paralelo para una prótesis transtibial es un sistema actuado, ya que cuenta con el mismo números de actuadores y grados de libertad. Este trabajo describe un mecanismo paralelo con tres grados de libertad considerando características antropométricas, que aportan información para el desarrollo de los movimientos deseados del mecanismo que consta con tres actuadores y tres grados de libertad. Se propone que sean actuados por medio de sensores de contacto que detecten las irregularidades del suelo y al mismo tiempo envíen la señal a los actuadores para efectuar la operación de entrada y salida de la carrera donde el mecanismo paralelo podrá desarrollar los movimientos de plantar flexión, dorsiflexión, abducción, aducción, inversión y eversión.

Este mecanismo puede usarse a futuro en pacientes con una estatura aproximada a 1,56 m. Esto se logra seleccionando los actuadores lineales con un tamaño de 50 mm de carrera y con capacidad de resistencia de fuerza 1427,6N, óptimo para los 64 kg del paciente en el cual se basó este estudio.

6. Agradecimientos

Este trabajo fue realizado gracias al Laboratorio de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

Referencias

- [1] Alvarez, F. (2019) La diabetes es la primera causa de amputación de extremidades en el mundo, 62° Congreso de la Sociedad Española Angiología y Cirugía Vascular, Organización Médica Colegial de España. Disponible: <http://www.medicosypacientes.com/articulo/la-diabetes-es-la-primer-causa-de-amputacion-de-extremidades-en-el-mundo>
- [2] Vázquez E. (2016). Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado. México: Intersistemas, S.A de C.V.
- [3] Castillo, S. & Palacios D. (2009). Variación estacional de las amputaciones en un hospital universitario de Monterrey, Mexico (2009 -2012).
- [4] Ocampo, M. & Henao L. (2010). Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física. N° 42.
- [5] Brockett, C. & Chapman, G. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and trauma*, Elsevier 30(3), 232–238. Doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.015.
- [6] Fuente: <http://thelondonprosthetics.com/uploads/files/Proprio-Foot1.pdf>. Consulta: 16/05/2019.
- [7] Weerakkody, T., Lalitharatne, T. & Gorupa, R. (2017). Adaptive Foot in lower-limb Prostheses. *Journal of Robotics*, Article ID 9618375, 1-15 Doi: 10.1155/2017/9618375
- [8] Kennedy LaPrè, A., Umberger, B. & Sup, F. C. (2016). A Robotic Ankle–Foot Prosthesis With Active Alignment. *ASME. Journal of Medical Devices*, 10(2), 025001-025001-9.
- [9] Holgate, M. (2017). Robotic Device and method of using a parallel mechanism, Patente N° US9532877B2.
- [10] Merlet, J.P. (2006). *Parallel Robots*. (2°ed.) Springer.12
- [11] Pandilov Z., Dukovski V., (2014). Comparison of the characteristics between serial and parallel robots. 7, 157.
- [12] Kishore, K., Srinath, A. & Vamsi, L. (2015). Simulation and analysis of parallel manipulator for manoeuvring laparoscopic camera - cad based approach, *International Journal of Engineering and Technology*, 7(1), 294-302.
- [13] Zhang, L. & Guo F. (2016). Global Dynamic modeling of electro – hydraulic 3 -UPS/S Parallel stabilized platform by bond graph. China June 23.
- [14] Duarte, K. & Borrás, C. (2015). “Generalidades de robots paralelos”. *Vision electrónica algo mas que un estado solido*, Vol.10, No. 1-1, enero 2016.
- [15] Diaz, Miguel. & Fabio, H. (2018). Aplicación de los robots paralelos: síntesis análisis y aplicaciones, 2018. Hal-01907282.
- [16] Babeth, P. & Jhair H. (2009). Revisión del estado del arte de manipuladores paralelos. Universidad Tecnológica de Pereira. ISSN 0122-1701
- [17] Mendoza J., Escudero A., Roja I. (2014). Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral. Puebla, pueb., México.
- [18] Bandara D., Hemapala K. A (2014). Multi-DoF Anthropomorphic Transradial Prosthetic Arm, 5 th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Sao Paulo, Brazil, August 12-15.
- [19] Shivesh K., Berstold B., Marc S., Frank K., (2018). Design and Kinematic Analysis of the Novel Almost Spherical Parallel Mechanism Active Ankle, *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, March. <https://doi.org/10.1007/s10846-018-0792-x>
- [20] Saglia N., Tsagarakis J., Dai D. Caldwell. (2009). A high-performance redundantly Actuated Parallel Mechanism for Ankle Rehabilitation *The International Journal of Robotics Research* Vol. 28, No. 9, September, pp. 1216–1227. DOI: 10.1177/0278364909104221
- [21] Bance, E., Barriga, B. & Elías, D. (2012). Simulador de marcha del tipo pie plataforma para rehabilitación de la marcha humana. (1° ed.).

- [22] Venture G., Watier B., Launmond J. (2016) Biomechanics of Anthropomorphic Systems (pp.48).
- [23] Neumann D., (2015) Kinesiology of the musculoskeletal system (2° ed.) Ankle and Foot. London:Elsevier [19]
- Kapandji Al., (2004) Fisiología articular (5° ed.). Madrid: Editorial médica panamericana.
- [24] Ávila R.,Prado L., González E. (2007). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. (2° ed.). Trabajadores industriales 18 a 65 años (p.p. 94-96). México: Universidad de Guadalajara.
- [25] Uguña, H. & Zhindón E. (2016). Diseño, construcción e implementación de una prótesis de tobillo mecánica con tres grados de libertad. Ecuador.
- [26] Azar M., Beaty J., Canale T. (2017). Campbell's, Operative orthopaedics. (13° ed). Lavelle D. Amputations of the lower extremity (pp.675). Elsevier. Philadelphia, Pa.
- [27] Hernández F. (2008). "Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana".
- [28] Özkaya N., Nordin M., Goldsheyder D., Leger D.(2012). Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation (13ª ed.) (pp.85) New York: Springer.
- [29] EasyE-line (2019). EasyE-35. Melbourne,Florida,EE.UU <https://www.easye.us/products/easye35/>