

DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA OBJETIVA PARA LA VALORACIÓN DE LA ADAPTACIÓN PROTÉSICA DE MIEMBRO INFERIOR

Natali Olaya Mira, Instituto Tecnológico Metropolitano, Colombia, nataliolaya@itm.edu.co

Carolina Marcela Viloría Barragán, Instituto Tecnológico Metropolitano, Colombia, carolinaviloría@itm.edu.co

Luz Marina Gómez Hernández, Instituto Tecnológico Metropolitano, Colombia, luzgomez240290@correo.itm.edu.co

Resumen

En la actualidad, a pesar de algunos avances recientes en prótesis y de que los técnicos protesistas tienen en cuenta algunos parámetros biomecánicos, varios amputados muestran un nivel de satisfacción bastante bajo. Hasta la fecha, la práctica clínica, aunque se basa en años de evidencia empírica, se fundamenta en gran medida en la experiencia y el juicio clínico de los protesistas, y en la retroalimentación y comentarios subjetivos de los usuarios. Lo que puede resultar en una mala adaptación y malestar del usuario con el dispositivo protésico, provocando otras condiciones de salud relacionadas a largo plazo o la no utilización de prótesis.

No obstante, se encuentran disponibles una multitud de escalas de medición y cuestionarios para los pacientes amputados de miembro inferior que dan información indirecta sobre la adaptación protésica pero este método tiene limitaciones.

Por ello se pretende desarrollar una metodología para la evaluación de la adaptación protésica mediante el uso de la termografía infrarroja, parámetros biomecánicos utilizando acelerometría y baropodometría. De esta manera, se tratará de estandarizar las variables en el proceso de protézización para su posterior aplicación clínica reduciendo la subjetividad por parte de los actores involucrados en el proceso.

Abstract

Today, despite some recent advances in prosthetics and considering prosthetic technicians use some biomechanical parameters, several amputees show a fairly low level of satisfaction. To date, clinical practice, although based on years of empirical evidence, relies heavily on the experience and clinical judgment of prosthetists, and subjective feedback and comments from users. Which can result in a poor adaptation and discomfort of the user with the prosthetic device, causing other long-term related health conditions or the non-use of prostheses.

However, a multitude of measurement scales and questionnaires are available for lower-limb amputee patients that provide indirect information on prosthetic fitting, but this method has limitations. Therefore, the aim is to develop a methodology for the evaluation of prosthetic adaptation using infrared thermography, biomechanical parameters using accelerometry and baropodometry. In this way, an attempt will be made to standardize the variables in the fitting process for their subsequent clinical application, reducing subjectivity on the part of the actors involved in the process.

Palabras clave: adaptación protésica, termografía infrarroja, baropodometría, simetría de la marcha.

Key words: prosthetic fitting, infrared thermography, baropodometry, gait symmetry.

1. Introducción

Las amputaciones de miembros inferiores provocan graves discapacidades físicas que comprometen la calidad de vida de las personas. La Organización Mundial de la Salud estima que hay 40 millones de amputados en el mundo (Mohanty et al., 2020). Se espera que este número siga creciendo, debido al aumento de la esperanza de vida y la mayor incidencia de diabetes y enfermedades vasculares. De hecho, estas patologías son las causas de amputación más comunes, seguidas de los eventos traumáticos y el cáncer (Patiño-Lugo et al., 2020).

Actualmente, a pesar de haber importantes avances en prótesis y de que los técnicos protesistas tienen en cuenta algunos parámetros biomecánicos (Pirouzi et al., 2014), varios amputados siguen rechazando sus dispositivos protésicos o muestran un nivel de satisfacción bastante bajo, solo el 41,7% y el 25% de usuarios de prótesis reportan estar satisfechos o algo satisfechos con sus cuencas protésicas, respectivamente (Mohd Hawari et al., 2017). Esto posiblemente se podría abordar complementando el proceso de adaptación protésica con evaluaciones cuantitativas utilizando herramientas y tecnologías que permitan una apreciación objetiva de las variables involucradas en el uso y aceptación del dispositivo protésico.

Por ello, en este trabajo se explorará una metodología para la evaluación de la adaptación protésica mediante el uso de la termografía infrarroja.

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

2.1.1 Valoración de la adaptación protésica

En la interfaz cuenca-muñón existen diferentes factores relacionados con la adaptación protésica que han sido abordados desde diferentes perspectivas tanto en el campo médico como a nivel de pruebas de laboratorio. La evaluación de la movilidad (Armitage et al., 2018; Chislett et al., 2020; Clemens et al., 2018; Franchignoni et al., 2019), la cuantificación de parámetros relacionados con la marcha y las variables cinemáticas (Pillet et al., 2014), las mediciones de variables físicas (Sanders et al., 2018; Weathersby et al., 2021), el uso de la prótesis (Chigblo et al., 2017; Li et al., 2018), las variables cinéticas (Bonnet et al., 2013), la estabilidad postural y la alineación protésica (Kobayashi et al., 2014) son, en orden de importancia, las variables utilizadas con más frecuencia en estudios relacionados con la adaptación protésica.

2.1.2 Termografía Infrarroja

La termografía infrarroja es una técnica rápida, sin contacto y no invasiva que permite medir la distribución de temperatura de cualquier superficie que tenga una temperatura superior al cero absoluto (-273 °C), debido a la emisión de radiación electromagnética infrarroja o radiación térmica.

El cuerpo humano irradia calor en todas las direcciones y si la temperatura de este es mayor a la ambiental, se emitirá una mayor cantidad de calor que el recibido (Hernández-Contreras et al., 2016).

2.2 Planteamiento del problema

Aunque la satisfacción protésica es una noción subjetiva (Pirouzi et al., 2014), no deja de provocar una tasa de abandono de la prótesis que se sitúa en torno al 25-57% (Paternò et al., 2018). En otros estudios se reportan cifras similares en donde entre el 40% y el 60% de los pacientes amputados no están satisfechos con sus prótesis (Baars et al., 2018).

Esto se debe principalmente a problemas relacionados con la cuenca, como la falta de comodidad y reducción de la funcionalidad biomecánica. Otro factores son las lesiones cutáneas que se producen en el 63-82% de los amputados de miembros inferiores (Paternò et al., 2018). Estas cifras tienen repercusiones económicas a nivel de salud pública, pues se estaría tratando de un doble costo para las compañías aseguradoras salud (Patiño-Lugo et al., 2020) o el costo de afecciones secundarias por el no uso del dispositivo protésico.

Por tanto, optimizar la interacción entre el muñón y la superficie interior de la cuenca es fundamental para garantizar la aceptabilidad a largo plazo, la comodidad y una buena funcionalidad de la prótesis (Paternò et al., 2018). Por ello, realizar una medición objetiva de algunas variables involucradas en el proceso de adaptación protésica podría ayudar a reducir estas cifras de rechazo del dispositivo.

2.3 Método

Inicialmente se analizaron los factores que afectan las variables de interés a través del diseño de experimentos y de dispositivos que permiten estandarizar las condiciones de evaluación de la adaptación protésica. El registro de la temperatura y la humedad, así como la elección de la cámara termográfica más apropiada entre la cámara FLIR A50, la cual cuenta con una respuesta espectral de 7,5 a 14 μm , una resolución de 464 x 348 píxeles y un NETD inferior a 35 mK; y la cámara FLUKE Ti25, con una respuesta espectral en 7,5 μm a 14 μm , con una resolución de 640 x 480 píxeles y un NETD de 100 mK. Ambas poseen una precisión de $\pm 2^\circ\text{C}$ y un intervalo de temperatura de trabajo entre -10°C a $+50^\circ\text{C}$. El software para la importación y edición de imágenes termográficas fue el FLIR R&D 3.3 (FLIR Systems Inc., Portland, OR, USA) y en el caso de la segunda cámara se utilizó el software SmartView 4.3 (Fluke Corporation, Everett Washington, USA).

Se diseñó un protocolo de medición de los pacientes con amputaciones traumáticas unilaterales a nivel transtibial y transfemoral. Las mediciones se realizaron en diferentes momentos del proceso de adaptación protésica, adquiriendo información sobre el desempeño en las pruebas funcionales, los perfiles térmicos del muñón, la simetría de la marcha y la distribución del peso corporal.

Para el cálculo del índice de simetría se utilizó un sensor inercial BTS G-SENSOR (BTS Bioengineering, Milán, Italia). Este dispositivo funciona de forma inalámbrica a través de Bluetooth® 3.0 con un alcance de 60 m y contiene 4 sensores, cada uno compuesto por un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio. El sensor se colocó en la espalda del amputado alrededor de la

vértebra S1 mientras realizaba la marcha con el dispositivo protésico. La señal fue adquirida y procesada mediante el software G-Studio versión 3.2.25.0.

Para la medición de las variables baropodométricas, se utilizó la plataforma portátil de presiones plantares Ecowalk (Ecosanit, Arezzo, Italia) que mide 67 x 54 cm y cuenta con 2.300 sensores capacitivos con una frecuencia de muestreo de 30 Hz. Dicha plataforma se encuentra integrada al software Ecoplant 4.0, el cual realiza el procesamiento de los datos. La prueba de la caminata durante dos minutos (2MWT, por sus siglas en inglés) se realizó utilizando un cronómetro y las divisiones de distancia de las barras paralelas de fisioterapia ubicadas en las instalaciones de la Corporación Mahavir Kmina. Los equipos utilizados en esta propuesta pertenecen al Instituto Tecnológico Metropolitano y están ubicados en el Laboratorio de Biomecánica y Rehabilitación de la sede de Fraternidad de dicha institución.

2.4 Resultados

Se establecieron las siguientes condiciones para la medición de los amputados: *parámetros ambientales*, como la temperatura y la humedad; *parámetros técnicos*, como la elección de la cámara termográfica más apropiada y *parámetros espaciotemporales*, como los planos y el momento adquisición de las imágenes térmicas. Las mediciones se realizaron en un ambiente cerrado sin corrientes de aire que interfirieran en la medición. La temperatura ambiente fue de 21°C y la humedad relativa de 50% sin oscilaciones considerables durante la duración de las pruebas. Se configuró la emisividad (0.97), la temperatura reflejada (22,9 ° C) y distancia del sujeto (0,8 m).

Se probaron las dos cámaras termográficas (**Figura 1**), evidenciándose un mejor desempeño de la cámara FLIR en cuanto a maniobrabilidad puesto que es más pequeña y no ocupa mucho espacio en el lugar de medición y su software tiene la posibilidad de exportación tanto del archivo en formato imagen (.jpeg o .tiff) como los datos crudos en formato plano (.txt o .csv). Por el contrario, la cámara FLUKE, a pesar de tener mejor resolución espacial solo permite la exportación de la imagen con la información básica del termograma lo cual afecta el procesamiento de la misma y continuamente cambia la escala de colores de acuerdo con la temperatura máxima y mínima sensada lo que afecta la comparación por colores de los termogramas.

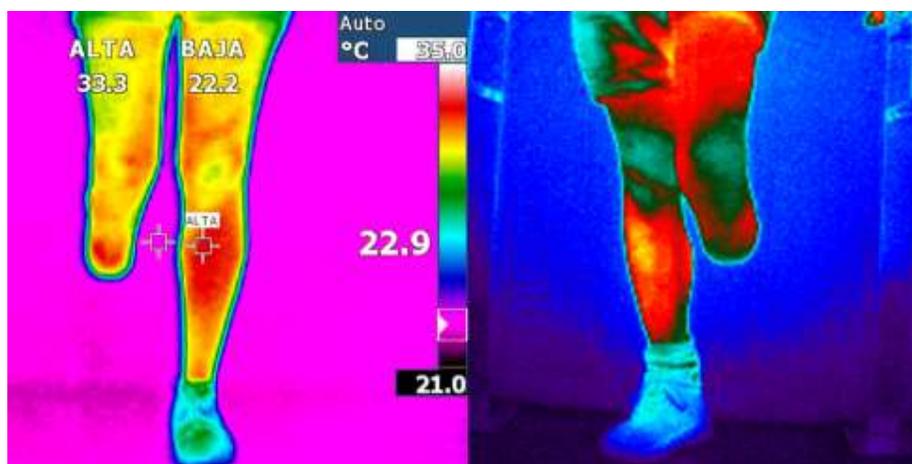


Figura 1. Termogramas adquiridos con la cámara FLUKE (izquierda) y FLIR (derecha).

La adquisición de termogramas y de las variables biomecánicas se hizo después de aplicar todos los cambios y adaptaciones pertinentes a la cuenca protésica por parte del técnico protesista y teniendo en cuenta la retroalimentación del paciente amputado.

Se procedió con la captura termográfica del momento basal, es decir, el paciente en reposo y en la sala de medición ambientándose a la temperatura circundante sin utilizar la cuenca durante 15 minutos. Luego se realizó la 2MWT registrándose a la vez la simetría por medio del sensor inercial y se midió la distancia alcanzada, seguido de la captura de la diferencia de la distribución del peso corporal (Tabla 1).

Nivel de Amputación	Lateralidad	Tipo de sujeción	Tipo de usuario	2MWT (m)	Simetría (%)	Dif. Distribución Peso Corporal (Izq-Der) (%)
<i>Transfemoral</i>	Izquierda	Correa	Nuevo	31,5	62,7	23,4
<i>Transtibial</i>	Izquierda	Atmosférica	Reposición	76,5	62,9	63,2

Tabla 1. Resultados pruebas biomecánicas

A continuación, se registró nuevamente un termograma del momento bajo carga sin prótesis. Estas imágenes ayudan a verificar el cambio en los posibles patrones térmicos en el muñón después de los esfuerzos mecánicos repetitivos implicados en la marcha. De igual manera, se aleatorizó el orden de adquisición de los termogramas en los diferentes planos elegidos: sagital, frontal anterior y posterior; para disminuir el error experimental en la adquisición obteniéndose los resultados preliminares en dos sujetos (Figura 2).

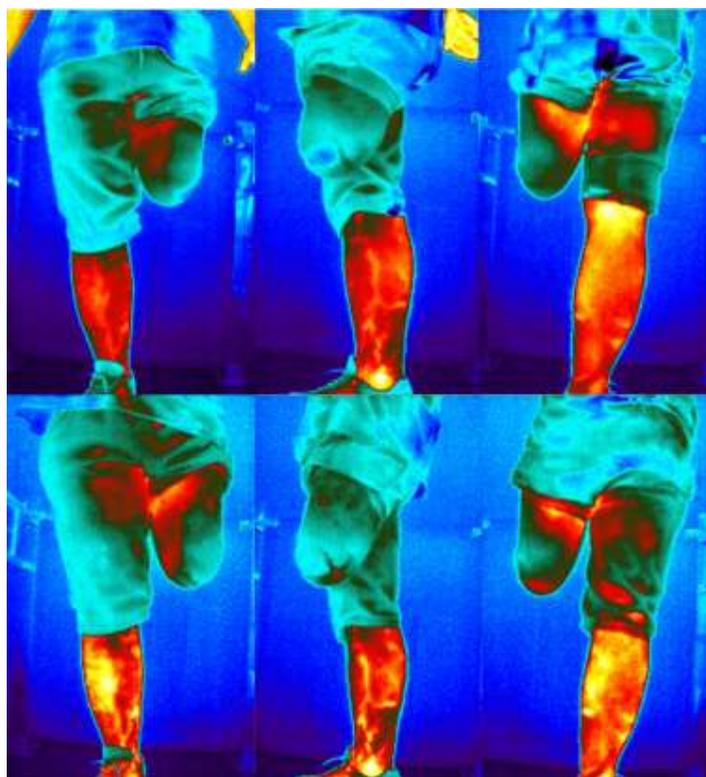


Figura 2 Termogramas adquiridos en el momento basal (arriba) y momento bajo carga (abajo) en los planos frontal anterior (izquierda), sagital (mitad), frontal posterior (derecha).

2.5 Discusión

Los parámetros ambientales son importantes en la adquisición de termogramas, puesto que de ellos depende el error experimental que se le cargue a las variables. Por ello, se deben tener en cuenta los estándares y protocolos en imágenes termográficas clínicas de la Academia Internacional de Termología Clínica (International Academy of Clinical Thermology - IACT, 2012). Por ello, este protocolo tiene similitudes a algunos ya estandarizados sobre termografía en cáncer de mama aunque tiene diferencias marcadas debidas a la naturaleza del problema de la amputación (Ekici & Jawzal, 2020).

La elección de la cámara termográfica apropiada depende del ambiente y el problema a tratar por medio del registro de temperatura. Por ello, la cámara FLUKE sería más apropiada para trabajo de campo donde se requiera acceder de forma inmediata a los datos de la adquisición, es decir, situaciones en las que no se necesite información más especializada de los termogramas. Así mismo, para la adquisición debe de utilizarse la indumentaria adecuada para que no interfiera con los datos térmicos de interés ni la adquisición de las variables biomecánicas.

Por último, se hace necesario analizar los termogramas clasificándolos según el nivel de amputación, la forma de sujeción de la cuenca protésica, por correa o subatmosférica, y el tipo de usuario, nuevo o antiguo; debido a que estas condiciones pueden interferir introduciendo diferencias en los perfiles de irrigación sanguínea de los músculos residuales del muñón y por ende en el perfil térmico adquirido. Lo cual hace necesario realizar próximas mediciones en una muestra mayor de usuarios de prótesis con el objetivo de determinar la magnitud de las variables biomecánicas en esta población teniendo en cuenta dicha clasificación.

3. Conclusiones

La termografía infrarroja parece ser una buena tecnología alternativa para la evaluación de los cambios de la temperatura en el muñón de pacientes amputados de miembro inferior como uno de los principales factores que afectan la interfaz muñón-cuenca en el proceso de adaptación protésica. Un protocolo de adquisición de imágenes termográficas teniendo en cuenta los parámetros ambientales, técnicos y espacio temporales es necesario para la obtención de mediciones confiables. Esto teniendo en cuenta adicionalmente los parámetros biomecánicos y pruebas funcionales que caracterizan la marcha en esta población de pacientes.

Finalmente, se debería implementar tanto un hardware como un software para la clasificación de termogramas de muñones de pacientes amputados de miembro inferior que permita a los técnicos protesistas y demás personal médico relacionado obtener una retroalimentación objetiva y cuantitativa de la manufactura de la prótesis, específicamente de la cuenca que es la interfaz de interés.

Referencias

- Armitage, L., Kwah, L. K., & Kark, L. (2018). Reliability and validity of the iSense optical scanner for measuring volume of transtibial residual limb models. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(2), 213–220. <https://doi.org/10.1177/0309364618806038>
- Baars, E. C., Schrier, E., Dijkstra, P. U., & Geertzen, J. H. B. (2018). Prosthesis satisfaction in lower limb amputees: A systematic review of associated factors and questionnaires. *Medicine (United States)*, 97(39). <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000012296>
- Bonnet, X., Villa, C., Fodé, P., Lavaste, F., & Pillet, H. (2013). Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(1), 60–66. <https://doi.org/10.1177/0954411913514036>
- Chigblo, P., Tidjani, I. F., Alagnidé, E., Lawson, E., Madougou, S., Agbessi, O., & Hans-Moevi Akué, A. (2017). Outcomes of lower limb amputees at Cotonou. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 10(1), 191–194. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2017.12.002>
- Chislett, M., Ploughman, M., & McCarthy, J. (2020). Factors Associated With Prolonged Length of Stay and Failed Lower Limb Prosthetic Fitting During Inpatient Rehabilitation. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 2(4), 100084. <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2020.100084>
- Clemens, S. M., Gailey, R. S., Bennett, C. L., Pasquina, P. F., Kirk-Sanchez, N. J., & Gaunaud, I. A. (2018). The Component Timed-Up-and-Go test: the utility and psychometric properties of using a mobile application to determine prosthetic mobility in people with lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation*, 32(3), 388–397. <https://doi.org/10.1177/0269215517728324>
- Ekici, S., & Jawzal, H. (2020). Breast cancer diagnosis using thermography and convolutional neural networks. *Medical Hypotheses*, 137(December 2019), 109542. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.109542>
- Franchignoni, F., Trallesi, M., Monticone, M., Giordano, A., Brunelli, S., & Ferriero, G. (2019). Sensitivity to change and minimal clinically important difference of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation undergoing prosthetic training. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 62(3), 137–141. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2019.02.004>
- Hernández-Contreras, D., Peregrina-Barreto, H., Rangel-Magdaleno, J., & Gonzalez-Bernal, J. (2016). Narrative review: Diabetic foot and infrared thermography. *Infrared Physics and Technology*, 78, 105–117. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2016.07.013>
- International Academy of Clinical Thermology - IACT. (2012). *Thermography Guidelines. Standards and protocols*. Thermography Guidelines. <http://www.iact-org.org/professionals/thermoguidelines.html>
- Kobayashi, T., Arabian, A. K., Orendurff, M. S., Rosenbaum-Chou, T. G., & Boone, D. A. (2014). Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet. *Clinical Biomechanics*, 29(1), 47–56.

- <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.11.005>
- Li, W. S., Chan, S. Y., Chau, W. W., Law, S. W., & Chan, K. M. (2018). Mobility, prosthesis use and health-related quality of life of bilateral lower limb amputees from the 2008 Sichuan earthquake. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(1), 104–111.
<https://doi.org/10.1177/0309364618792720>
- Mohanty, R. K., Mohanty, R. C., & Sabut, S. K. (2020). A systematic review on design technology and application of polycentric prosthetic knee in amputee rehabilitation. In *Physical and Engineering Sciences in Medicine* (Vol. 43, Issue 3, pp. 781–798). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s13246-020-00882-3>
- Mohd Hawari, N., Jawaid, M., Md Tahir, P., & Azmeer, R. A. (2017). Case study: survey of patient satisfaction with prosthesis quality and design among below-knee prosthetic leg socket users. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(8), 868–874.
<https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1269209>
- Paternò, L., Ibrahimi, M., Gruppioni, E., Menciaci, A., & Ricotti, L. (2018). Sockets for limb prostheses: A review of existing technologies and open challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(9), 1996–2010. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2775100>
- Patiño-Lugo, D. F., Pastor Durango, M. D. P., Lugo-Agudelo, L. H., Posada Borrero, A. M., Ciro Correa, V., Plata Contreras, J. A., Vera Giraldo, C. Y., & Aguirre-Acevedo, D. C. (2020). Implementation of the clinical practice guideline for individuals with amputations in Colombia: A qualitative study on perceived barriers and facilitators. *BMC Health Services Research*, 20(1), 538. <https://doi.org/10.1186/s12913-020-05406-z>
- Pillet, H., Drevelle, X., Bonnet, X., Villa, C., Martinet, N., Sauret, C., Bascou, J., Loiret, I., Djian, F., Rapin, N., Mille, J., Thoreux, P., Fodé, P., Paysant, J., Guérit, P., & Lavaste, F. (2014). APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *Irbm*, 35(2), 60–65.
<https://doi.org/10.1016/j.irbm.2014.02.005>
- Pirouzi, G., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Ali, S., Gholizadeh, H., & Wan Abas, A. B. (2014). Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. *Scientific World Journal*, 2014.
- Sanders, J. E., Youngblood, R. T., Hafner, B. J., Ciol, M. A., Allyn, K. J., Gardner, D., Cagle, J. C., Redd, C. B., & Dietrich, C. R. (2018). Residual limb fluid volume change and volume accommodation: Relationships to activity and self-report outcomes in people with trans-tibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(4), 415–427.
<https://doi.org/10.1177/0309364617752983>
- Weathersby, E. J., Garbini, J. L., Larsen, B. G., McLean, J. B., Vamos, A. C., & Sanders, J. E. (2021). Automatic Control of Prosthetic Socket Size for People With Transtibial Amputation: Implementation and Evaluation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(1), 36–46.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2020.2992739>