



MVS en la alineación estática de prótesis transtibiales

MVS and Static Alignment of Transtibial Protheses

Lely A. Luengas¹ Henry A. Hernández² Daissy C. Toloza³

Para citar este artículo: L. A. Luengas, H. A. Hernández y D. C. Toloza “MVS en la alineación estática de prótesis transtibiales”. *Revista Vínculos*, vol 14, no 2, julio-diciembre 2017, 119-126. DOI: <https://doi.org/10.14483/2322939X.12785>.

Recibido: 12-10-2017 / Aprobado: 23-11-2017

Resumen

El uso de prótesis es uno de los métodos de rehabilitación más utilizados por personas con amputación; así, en el caso de un amputado transtibial se hace uso específico de ese tipo de prótesis. Para lograr el adecuado ajuste entre la prótesis y la persona se realiza la alineación de la prótesis, esto permitirá al sujeto amputado tener estabilidad, confort, adecuada distribución de fuerzas y momentos, igualdad ipsilateral y contralateral, entre otras. La alineación estática tiende a ser subjetiva, es realizada de forma observacional por personal experto en el tema; en ese sentido, la presente investigación muestra una propuesta para realizar la alineación estática de forma objetiva, toma como base la distribución de presión sobre la superficie plantar y la ubicación del centro de presión (COP). Con el uso de sistemas de aprendizaje de máquina, como la máquina de soporte vectorial (SVM) y las variables biomecánicas nombradas, se generó una herramienta computacional que da a conocer si existe alineación de la prótesis. Se obtuvo un rendimiento cercano al 100% con el modelo propuesto y se comprueba que, con el uso de recursos tecnológicos en

el área de rehabilitación de amputados, se puede realizar de forma objetiva la alineación estática de prótesis transtibiales.

Palabras clave: alineación de prótesis, aprendizaje de máquina, modelo de simulación, rehabilitación médica.

Abstract

The most used rehabilitation methods for people with amputation is the prosthesis. A transtibial prosthesis is an artificial limb that replaces a leg missing below the knee. To achieve the proper fit between the prosthesis and the person, the alignment of the prosthesis is performed, this will allow the amputee subject to have stability, comfort, adequate distribution of forces and moments, ipsi and contralateral equality, among others. Static alignment tends to be subjective, it is performed in an observational manner by experts in the field. The present investigation shows a proposal to perform the static alignment in an objective way, based on the distribution of pressure on the plantar surface and the location of the Pressure Center

1. Doctora en Ingeniería, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá D.C. Docente Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá D.C. Correo electrónico: laluengasc@udistrital.edu.co
2. Magister en Ingeniería Biomédica, Universidad Nacional de Colombia. Correo electrónico: heahernandezma@unal.edu.co
3. Doctora en Ingeniería, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá D.C. Correo electrónico: daissytoloz@gmail.com

(COP). With the use of machine learning systems, such as the vector support machine (SVM), and the named biomechanical variables, a computational tool was generated that shows if there is alignment of the prosthesis. A yield close to 100% was obtained with the proposed model. It is verified that with the use of technological resources in the area of rehabilitation of amputees can perform objectively the static alignment of transtibial prostheses.

Keywords: machine learning, medical rehabilitation, prosthetic alignment, simulation model.

1. Introducción

Colombia presenta un alto número de personas víctimas de minas antipersona al año [1], así, en el 2013 se contabilizaban más de 11 000 víctimas, poniendo al país en el primer lugar en el mundo por su cantidad [2], [3]. Alrededor de 2000 personas fueron afectadas por las minas y los restantes sufrieron heridas que en algunos casos ocasionaron la amputación de extremidades inferiores [4], siendo la amputación transtibial la más común; con este tipo de amputación se tiene una pérdida de una o ambas piernas debajo de la articulación de la rodilla. En el caso de un amputado unilateral, el individuo llega a tener una estructura asimétrica con alteración en la sensibilidad y pérdida de musculatura en el lado amputado [5].

La prótesis es el método de rehabilitación más utilizado. Se requiere lograr un ajuste adecuado entre el muñón residual y la prótesis, tanto en la parte estática como dinámica, para proveer estabilidad, confort, correcta distribución de peso entre el miembro residual y la tierra, equilibrio de fuerzas y momentos que actúan sobre las articulaciones y los segmentos residuales del miembro inferior; la alineación afecta directamente la posición de los segmentos óseos [6]–[16].

La distribución de presión plantar y la posición vertical gravitatoria, que va ligada con el COP, son parámetros biomecánicos que comprueban la existencia de una adecuada alineación de la prótesis en bipedestación estática [9], [17]–[21]. Los estudios

en alineación estática son reducidos, a pesar de que esta es primordial en el proceso de rehabilitación [22].

El presente artículo muestra la investigación realizada para obtener un modelo computacional, el cual permite conocer la interacción entre la alineación estática de una prótesis transtibial y los componentes biomecánicos cinéticos presentes en bipedestación estática de una persona amputada. El estudio de investigación se desarrolló bajo una metodología que consta de tres etapas: medición y análisis, obtención del modelo predictivo y rendimiento del modelo desarrollado.

2. Materiales y métodos

2.1 Medición y análisis

No se tienen bases de datos de amputados por minas antipersona en Colombia con las mediciones requeridas para la presente investigación, por ello se debió diseñar y realizar un diseño experimental de tipo descriptivo transversal, con componente observacional para la medición de variables cinéticas de centro de presión (COP) y distribución de presión plantar [21]. Se llevó a cabo en el servicio de amputados y prótesis del Hospital Militar Central, Bogotá D. C., con el aval del comité de ética del hospital. Las personas involucradas en el estudio tienen amputación transtibial debido a trauma por minas antipersona, todos hombres (edad 34 ± 4.53 años, masa corporal 79 ± 9.35 kg, estatura 171 ± 0.07 cm) con uso adecuado de prótesis por más de un año, con adaptación adecuada. El tipo de prótesis utilizada cuenta con sistema de suspensión por *liner* y pin, además de pie de alta actividad en fibra de carbono. El criterio de exclusión de los sujetos fue la presencia de alteraciones musculoesqueléticas o neurológicas en las otras extremidades, alteraciones sensoriales o cognitivas, lesiones en piel, alteraciones en marcha secundarias por dolor, uso de ayudas externas para la marcha y alteraciones articulares en otros segmentos corporales en miembros inferiores. Las variables usadas en la investigación fueron de

identificación (número de identificación), antropométricas (edad, talla, peso, tiempo de amputación) y cinéticas (ubicación del COP, distribución de presión, alineación). El instrumento utilizado para la medición del COP y de la distribución de presión plantar fue el sistema Pedar® (Novel, Alemania), tiene $\pm 2.4\%$ en precisión de medición, consta de 198 sensores capacitivos (99 en cada plantilla), *software* y sistema de visualización. La ubicación del encaje de la prótesis se midió con goniómetros digitales marca Biometrics y su *software* Datalink. Para posicionamiento de los pies y control de postura se utilizaron guías 2D siguiendo una posición anatómica de bipedestación. Se midieron los parámetros con siete diferentes alineaciones para así obtener una base de datos con condiciones de alineación estática (Figura 1) [23].

2.2. Obtención del modelo predictivo

Los datos de las mediciones se repartieron en tres grupos o subconjuntos: entrenamiento, validación y prueba; para ello, se empleó la validación cruzada que divide al azar el conjunto de datos original en subconjuntos. El conjunto de entrenamiento se utiliza para entrenar un algoritmo de aprendizaje supervisado y los conjuntos de validación y prueba para evaluar su rendimiento. Debido a que la validación cruzada no utiliza todos los datos para construir un modelo, es un método utilizado comúnmente para prevenir el sobreajuste (*overfitting*) durante el entrenamiento.

Con el subgrupo de entrenamiento se desarrolló un modelo predictivo que muestra si la prótesis se encuentra alineada dependiendo de datos cinéticos;



Figura 1. Sujeto participante en la medición de parámetros.

Fuente: elaboración propia.

en esta medida, el modelo hace uso del aprendizaje de máquina o aprendizaje automático (*machine learning*, por su nombre en inglés), ya que este tipo de inteligencia artificial (IA) busca patrones de comportamiento en una información suministrada en forma de ejemplos para realizar predicciones, así, con la creación de algoritmos se pueden generalizar los patrones de comportamiento. Es, por lo tanto, un proceso de inducción del conocimiento, es decir, un método que permite obtener un enunciado general a partir de enunciados que describen casos particulares. El modelo desarrollado se basó en máquinas de soporte vectorial (SVM, por sus siglas en inglés), se empleó un kernel gaussiano ya que los datos no son linealmente separables y este es reconocido por sus bondades de estabilidad, cumple las restricciones de no negatividad y es altamente recomendado en aplicaciones de predicción.

2.3. Rendimiento del modelo desarrollado

Con el fin de medir los errores presentados por el modelo se obtuvo una matriz de confusión para cada subconjunto de datos, datos de entrenamiento, de validación, de prueba y para el conjunto de datos en general. Los resultados obtenidos con estas matrices se utilizan para calcular la sensibilidad, la especificidad y la precisión. Definida la sensibilidad como la fracción de verdaderos positivos (capacidad del algoritmo para detectar la desalineación en prótesis desalineadas), la especificidad es la fracción de verdaderos negativos (capacidad del algoritmo para detectar la ausencia de la desalineación en prótesis alineadas) y el índice de precisión es el valor predictivo positivo, es decir, la proporción del número total de predicciones que son correctas respecto al total [24].

3. Resultados

Los datos fueron extraídos en archivo plano, luego almacenados en Excel donde se codificaron las variables; posteriormente, se trataron para eliminar datos atípicos. Se obtuvieron 50 mediciones de cada

sujeto, las mediciones de la presión se agruparon en diez máscaras anatómicas en cada pie [25], [26]; teniendo en cuenta lo anterior, las máscaras corresponden con las siguientes áreas anatómicas: hallux, dedos de los pies dos y tres, dedos de los pies cuatro y cinco, primer metatarsiano, metatarsianos dos y tres, metatarsianos cuatro y cinco, arco medial, arco lateral, calcáneo medial, calcáneo lateral.

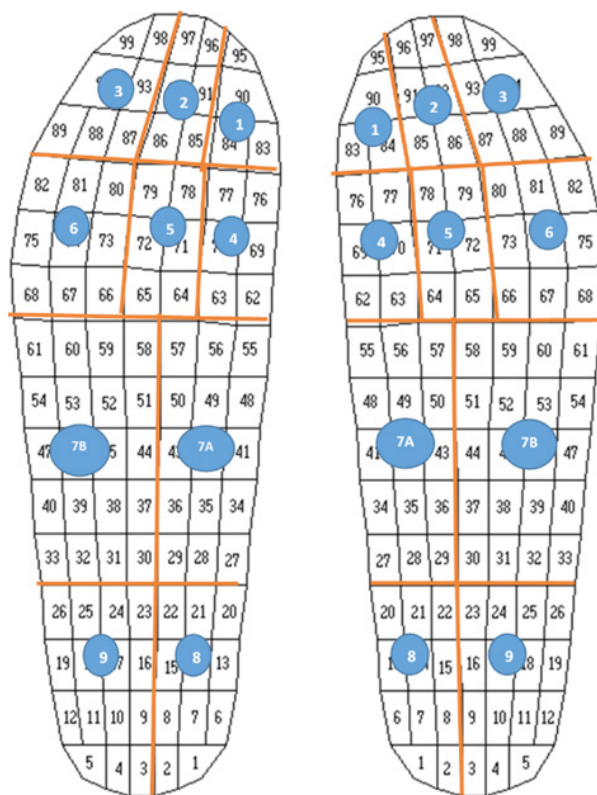


Figura 2. Distribución de las zonas de presión

Fuente: elaboración propia.

Se calculó la media y la desviación estándar de los datos medidos. Para verificar la igualdad de los grupos de datos intersujetos se realizaron las pruebas estadísticas de Levene, también se empleó el test de ANOVA con el fin de investigar la variabilidad de la presión plantar entre los pies y entre los sujetos, tanto en alineación como en desalineación. El análisis estadístico de los datos cinéticos de la base de datos construida, empleando la prueba de Levene, entregó un valor significativo superior a cero

(0,3256, $p < 0.05$), así que se reporta baja variación entre los sujetos; por otro lado, el análisis con ANOVA muestra alta variación en la comparación entre los pies (0,027, $p < 0.05$) y alta variación al comparar las diferentes zonas de presión (0,00, $p < 0,001$). Los datos de los sujetos son homogéneos y no presentan diferencia ni de medias ni de varianzas (Figura 2). Los valores de las medidas de tendencia central y dispersión para todas las variables se muestran en la Tabla 1; se tiene el número de valores distintos, el número de datos, el valor mínimo y máximo, el estimado de la media (M) y de la desviación estándar (S) para cada variable tanto de entrada como de salida de los sujetos evaluados. La salida es ALIN, con 1 indica si la prótesis se encuentra alineada con 0 desalineada, las demás variables son las entradas. El análisis del comportamiento de la presión en las zonas anatómicas definidas con la prótesis en

alineación y en desalineación muestra que en ipsilateral la mayor presión se presenta en la zona 4, región del primer metatarsiano, cuando la prótesis se encuentra alineada, teniendo cerca del 30% de la presión total sobre el pie; en desalineación esta presión disminuye, llegando a estar cerca del 22%. Cuando la prótesis se encuentra desalineada, la mayor presión se ubica en la zona 8, calcáneo medial, donde soporta cerca del 28% de la presión total ejercida sobre el pie, este valor se ve alterado en alineación, pues disminuye hasta cerca del 9%. Otra de las zonas más afectadas en desalineación es la zona 9, calcáneo lateral, ya que pasa de soportar alrededor 22% de la presión total al 9% en desalineación. En contralateral, las variaciones de presión de alineación a desalineación de la prótesis son menores a las mostradas por el lado ipsilateral, sin embargo, las zonas más afectadas son 4, 5, 6 y 7B.

Tabla 1. Valores de las medidas de tendencia central y dispersión de las variables.

Variable	Valores distintos	N°. datos	Mínimo	Máximo	M	(S)
XNA (mm)	186	450	54,36	61,96	57,031	1,958
YNA (mm)	273	450	48,52	117,97	84,2945	19,427
XA (mm)	203	450	28,17	56,32	40,078	9,216
YA (mm)	265	450	99,67	159,98	126,572	18,674
P1NA (kPa)	17	450	,00	12,14	3,093	3,385
P2NA (kPa)	4	450	,00	6,67	1,101	2,172
P3NA (kPa)	3	450	,00	5,00	,494	1,487
P4NA (kPa)	39	450	,00	14,72	7,361	4,146
P5NA (kPa)	39	450	,00	22,50	11,210	7,488
P6NA (kPa)	59	450	3,33	30,42	17,778	7,338
P7ANA (kPa)	68	450	4,50	25,67	14,714	6,235
P7BNA (kPa)	75	450	18,375	35,625	26,6133	4,9786
P8NA (kPa)	108	450	12,50	79,09	36,076	17,503
P9NA (kPa)	112	450	6,50	71,67	34,349	16,617
P1A (kPa)	17	450	,00	18,57	4,830	6,038
P2A (kPa)	11	450	,00	15,00	3,148	5,220
P3A (kPa)	2	450	0	5	,52	1,531
P4A (kPa)	85	450	21,11	71,94	53,995	14,764
P5A (kPa)	63	450	3,33	65,42	27,721	16,853
P6A (kPa)	58	450	,00	49,17	18,184	16,782
P7AA (kPa)	68	450	1,17	42,83	24,018	14,152
P7BA (kPa)	46	450	,00	23,25	5,937	7,460
P8A (kPa)	67	450	3,33	94,77	35,597	26,019
P9A (kPa)	67	450	6,67	69,32	33,817	22,323
ALIN	2	450	1	0	0,56	,497

Fuente: elaboración propia.

El Centro de Presión (COP) se ve alterado al variar la alineación de la prótesis, la afectación es mayor en el eje antero-posterior que en el eje medial-lateral. El lado de mayor afectación es el contralateral.

La SVM se entrenó con un conjunto de 315 datos, se validó con un conjunto de 68 datos y se probó con el conjunto de validación compuesto por 68 datos. En la matriz de confusión de la Figura 3 se observa el desempeño de la máquina, en el grupo de entrenamiento se obtuvo 100% de aciertos, igual situación con el grupo de validación y con el de prueba, de allí que el resultado general sea de 100% de aciertos para la SVM.

4. Conclusiones

La afectación de la alineación de la prótesis sobre el COP y la distribución de presión plantar es evidente. El COP se desplaza al variar la alineación, se afecta en mayor medida contralateral.

Después de validar la técnica de aprendizaje de máquina desarrollada, una máquina de soporte vectorial (SVM) con kernel gaussiano, se observa que presenta un error cercano al 0%. Los resultados de la simulación revelan la eficacia y la conveniencia del uso de técnicas de aprendizaje de máquina para la predicción de la alineación estática de prótesis transtibiales a partir de datos cinéticos presentados por los pacientes.

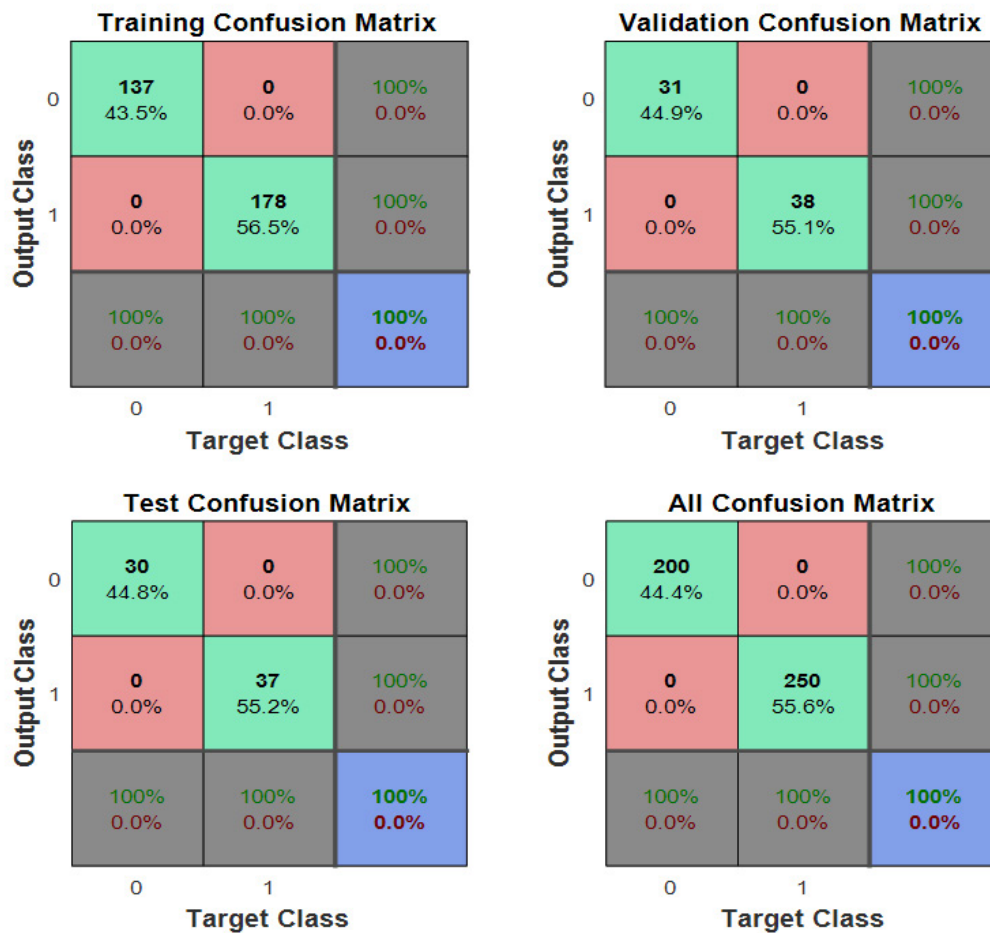


Figura 3. Matriz de confusión para la máquina de soporte vectorial

Fuente: elaboración propia.

El modelo de detección de alineación estática de prótesis, propuesto en este trabajo, puede beneficiar en gran medida a la población amputada y al sector de la salud que se enfoca en el área de prótesis, ya que se puede desarrollar todo un sistema que permita la alineación objetiva de la prótesis.

Referencias

- [1] Landmine and Cluster Munition. "Colombia Casualties and Victim Assistance". 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.the-monitor.org/en-gb/reports/2014/colombia/casualties-and-victim-assistance.aspx>
- [2] C. M. Barona, S. F. Calvo, D. Roa y B. González, "Colombia y las minas antipersonal". Sembrando minas cosechando muerte. Bogotá D. C., 2000.
- [3] Dirección Contra Minas, "Víctimas de Minas Antipersonal". 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx>
- [4] "AICMA". 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.accioncontraminas.gov.co/Paginas/AICMA.aspx>
- [5] C. D. Tokuno, D. J. Sanderson, J. T. Inglis y R. Chua, "Postural and Movement Adaptations by Individuals with a Unilateral Below-Knee Amputation During Gait Initiation", *Gait Posture*, vol. 18, n° 3, pp. 158-169, December, 2003. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00004-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00004-3)
- [6] D. Boone, T. Kobayashi, T. G. Chou, A. K. Arabian, K. L. Coleman, M. S. Orendurff y M. Zhang, "Influence of Malalignment on Socket Reaction Moments During Gait in Amputees with Transtibial Prostheses", *Gait Posture*, vol. 37, n° 4, pp. 620-626, November, 2012.
- [7] H. Chaudhry, T. Findley, K. S. Quigley, B. Bukiet, Z. Ji, T. Sims y M. Maney, "Measures of postural stability", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41, n° 5, pp. 713-720, 2004. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.09.0140>
- [8] G. Fernie, "Biomechanics of gait and prosthetic alignment", en *Amputation surgery and rehabilitation. The Toronto experience*; Nueva York: Churchill Livingstone, 1981, pp. 259-265.
- [9] C. Gauthier-Gagnon, D. Gravel, H. St-Amand, C. Murie y M. Goyette, "Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: A pilot study", *Journal of Prosthetics Orthot.*, vol 12, issue 3, November 2010, pp. 4-9, 2000.
- [10] R. E. Hannah, J. B. Morrison y A. E. Chapman, "Prostheses alignment: effect on gait of persons with below-knee amputations", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 65, n° 4, pp. 159-162, 1984.
- [11] S. Kapp y D. Cummings, "Transtibial Amputation Prosthetic Management" en *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, 2ª ed, H. K. Bowker y J. W. Michael, Eds., Illinois: American Academy of Orthopedic Surgeons, 1992.
- [12] J. Mizrahi, Z. Susak, R. Seliktar y T. Najenson, "Alignment procedure for the optimal fitting of lower limb prostheses", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 8, n° 3, pp. 229-234, 1986. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(86\)90089-0](https://doi.org/10.1016/0141-5425(86)90089-0)
- [13] E. Murphy, "The fitting of below knee prostheses," en *Human limbs and their substitutes*, P. E. Klopsteg y P. D. Wilson, Eds., Nueva York: McGraw-Hill, 1954, pp. 693-702.
- [14] M. J. Nederhand, E. H. Van Asseldonk, H. Van Der Kooij y H. S. Rietman, "Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; Contribution of the regulatory activity of the prosthesis side", *Clinical Biomechanics*, vol. 27, n° 1, pp. 40-45, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.008>
- [15] M. S. Pinzur, W. Cox, J. Kaiser, T. Morris, A. Patwardhan y L. Vrbos, "The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 32, n° 4, pp. 373-378, 1995.

- [16] M. S. Zahedi, W. D. Spence, S. E. Solomonidis y J. P. Paul, "Alignment of lower-limb prostheses", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 23, n° 2, pp. 2-19, April 1986.
- [17] T. Kobayashi, M. S. Orendurff, M. Zhang y D. Boone, "Effect of transtibial prosthesis alignment changes on out-of-plane socket reaction moments during walking in amputees", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 45, n° 15, pp. 2603-9, October 2012. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.014>
- [18] H. Chaudhry, B. Bukiet, Z. Ji y T. Findley, "Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review", *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 15, n° 1, pp. 82-91, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
- [19] G. R. Fernie y P. J. Holliday, "Postural sway in amputees and normal subjects", *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 60, n° 7, pp. 895-898, 1978. <https://doi.org/10.2106/00004623-197860070-00003>
- [20] T. Kobayashi, M. S. Orendurff, M. Zhang y D. Boone, "Effect of alignment changes on sagittal and coronal socket reaction moment interactions in transtibial prostheses", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 46, n° 7, pp. 1343-50, abril 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.026>
- [21] L. A. Luengas C., M. A. Gutiérrez y E. Camargo, *Alineación de prótesis y parámetros biomecánicos de pacientes amputados transtibiales*. Bogota D. C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, 2017.
- [22] D. N. Tibarewala y S. Ganguli, "Static weight-bearing patterns of below-knee amputees using patellar-tendon-bearing prostheses", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 4, n° 1, pp. 55-61, 1982. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(82\)90027-9](https://doi.org/10.1016/0141-5425(82)90027-9)
- [23] L. A. Luengas C., J. López y G. Sánchez, "Identificación del comportamiento de rangos articulares con la alineación en amputados transtibiales", En *XII Congreso internacional de electrónica, control y telecomunicaciones*, Bogotá D. C., septiembre, 2017.
- [24] A. K. De la Hoz Manotas, U. J. Martínez-Palacio y F. E. Mendoza-Palechor, "Técnicas de ML en medicina cardiovascular", *Memorias*, vol. 11, n° 20, pp. 41-46, 2013.
- [25] E. Kellis, "Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys", *Gait Posture*, vol. 14, pp. 92-97, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00129-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00129-1)
- [26] S. Kimmeskamp y E. M. Hennig, "Heel to toe motion characteristics in Parkinson patients during free walking", *Clinical Biomechanics*, vol. 16, n° 9, pp. 806-812, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00069-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00069-9)

