

Validación mecánica de un sistema modular para prótesis de miembro inferior en pacientes pediátricos

Acevedo Contreras, Rafael Alejandro

2024

<https://hdl.handle.net/20.500.11777/6009>

<http://repositorio.iberopuebla.mx/licencia.pdf>

Validación mecánica de un sistema modular para prótesis de miembro inferior en pacientes pediátricos

Acevedo Contreras Rafael Alejandro (décimo semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Díaz Pérez Regina (décimo semestre en Ingeniería Biomédica)¹, García Aguilar Alexa (décimo semestre en Ingeniería Biomédica)^{1,*}, Girón Nieto Huber (profesor responsable)¹, Álvarez Flores Alejandro (profesor asesor)¹, Figueras Corte Miguel Ángel (profesor asesor)¹, Moreno Hernández Ana (profesor asesor)¹, Soto Ayala Isaura (profesor responsable)¹ y Suárez Toscano Rita (profesor asesor)¹.

¹Universidad Iberoamericana Puebla, San Andrés Cholula, Puebla, México

Resumen

En México, de acuerdo con la Fundación Teletón, el 60% de las amputaciones en infantes son congénitas, mientras que el 40% restante son adquiridas. Si bien existen diversos modelos de prótesis de miembro inferior en el mercado, su costo promedio ronda entre los \$20,000 MXN y \$2,000,000 MXN que al tratarse de un infante se requieren cambios de protésicos a medida que crece. Por esta razón el presente proyecto abordó la validación mecánica de un sistema modular para prótesis de miembro inferior en pacientes pediátricos, constituido por un vástago, dos camisas y dos tuercas de seguridad. A partir de un análisis experimental del dispositivo en extensión máxima en dos materiales: Aluminio 6061 y Acetal, con ensayos de compresión estática en la Máquina Universal Shimadzu Autograph AG-X se aplicó una carga uniaxial de 800 N. Del que se obtuvo un esfuerzo de 14,256,071.02 Pa y un desplazamiento de 4.47 mm en Acetal y un esfuerzo de 77,759,718.38 Pa y 2.3497 mm de desplazamiento en Aluminio 6061. A partir de una comparativa, fue posible observar que ambos costos de manufactura se encuentran por debajo del 50% del salario mínimo mensual promedio mexicano actual, ninguno de los materiales supera el desplazamiento máximo establecido de 5 mm para una fuerza de 4,800 N o un esfuerzo de 12,223,100 Pa. No obstante, el sistema en Acetal pesa 221 gramos menos que el Aluminio 6061, por lo que, se recomienda el uso de Acetal para las siguientes etapas del proyecto.

Palabras clave: Prótesis de miembro inferior, acetal, aluminio 6061.

***Autor Corresponsal:** alexa.garcia@iberopuebla.mx

Introducción

La Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (CDPD) establece que las personas con discapacidad (PcD) son aquellas que muestran alguna diversidad funcional de tipo físico, mental, intelectual o sensorial ante un entorno que no considera la condición de salud, las barreras arquitectónicas y a la sociedad [1]. De acuerdo con una encuesta realizada por el Consejo Nacional de Evaluación de la Política de Desarrollo Social (CONEVAL) realizada en 2018, la población con alguna discapacidad se encuentra en situación de pobreza (48.6%) y en pobreza extrema (9.8%) por lo que a su vez presentan mayores dificultades para ejercer plenamente sus derechos sociales en comparación con otros grupos de población [2]. Asimismo, dentro de la misma encuesta realizada, el 12.4% de las personas con discapacidad no contaban con acceso a servicios de salud. Según el Estudio Diagnóstico del Derecho a la Salud en 2018, las personas con discapacidad presentaban una mayor demanda de asistencia sanitaria y necesidades insatisfechas en este ámbito [2]. En México, de acuerdo con la Fundación Teletón, el 60% de las amputaciones en infantes son congénitas, mientras que el 40% restante son adquiridas. Las principales causas de amputaciones infantiles son traumatismos, cáncer, diabetes (siendo la más común en México) y enfermedades vasculares [3]. No obstante, las amputaciones por tumores malignos o por causas congénitas también forman parte de estas cifras [4].

La oferta de elementos protésicos crece cada día, y si bien existe gran variedad de estos en el mercado, la accesibilidad para obtener uno de estos elementos se limita a una pequeña parte de la población.

Tomando en cuenta el contexto socioeconómico de un país como México, este tipo de tecnologías se encuentran fuera del alcance de más del 90% de la población que lo necesita; tan sólo en 2017 existían 780 mil personas con amputaciones, y de 75 mil personas que sufrían amputación sólo 7,500 tenían acceso a una prótesis [4].

Igualmente, a pesar de que existen múltiples modelos de prótesis, modulares y fijas, el diseño eficaz de estas es primordial, dado que, desde la elección de mecanismos, conectores, sujeción, material, acabados e incluso procesos de manufactura, influyen en la calidad de estos, lo que tiene un impacto directo en la calidad de vida de los usuarios con amputación.

A pesar de que existen diversos modelos de prótesis en el mercado, su costo promedio ronda entre los \$20,000 y los \$2,000,000 MXN [5].

De acuerdo con el CONEVAL en el tercer trimestre del 2023 el ingreso real promedio de la población nacional fue de \$6,921.75 MXN [6]. El gasto de una prótesis del precio más bajo (\$ 20.000 MXN) representa poco más de 2.8 veces los ingresos mensuales. Además, si el usuario es pediátrico, la adquisición de prótesis convencionales a medida que crece representa un gasto significativo para las familias, ya que los niños tienden a crecer a un ritmo sostenido, aumentando de 1 a 2 centímetros cada año y una disimetría mayor a 0.5 cm en infantes puede provocar marchas patológicas,

desviaciones en la columna, entre otras patologías ortopédicas [7]. En lo que se refiere al peso, los niños ganan de 2 a 3 kg cada año hasta que inician la pubertad [8]. La carga adicional causada por una prótesis más pesada puede provocar una fatiga muscular más rápida en los músculos del miembro residual y los músculos contralaterales, así como en los tejidos blandos circundantes, como la piel y los músculos generando lesiones articulares o úlceras por presión. Esto puede afectar la estabilidad y el equilibrio durante la marcha, aumentando el riesgo de caídas y lesiones. Además de alterar la cinemática de la marcha, incluidos el paso, la longitud del paso y la cadencia. Esto puede resultar en un patrón de marcha menos eficiente y natural, lo que puede afectar la movilidad y la calidad de vida del usuario. Una prótesis más pesada puede ejercer un mayor estrés en las articulaciones del miembro residual, Por estas razones es importante seleccionar cuidadosamente el material que minimice la carga adicional sobre el cuerpo del paciente. Permitiendo una marcha más eficiente y cómoda [9], [10], [11].

Por tanto, ante esta necesidad durante el 2022 se diseñó en SolidWorks un primer prototipo del sistema modular para prótesis de miembro inferior constituido por un vástago, dos camisas y dos tuercas de seguridad que se enroscan entre sí para realizar la extensión de forma que crezca 3.5 cm en cada extremo y, por tanto, 7 cm en su totalidad [12]. En el presente trabajo se manufacturaron sistemas modulares basados en el primer prototipo con el fin de comprobar las propiedades mecánicas de los materiales elegidos.

Metodología

A partir del diseño del sistema modular [12] presentado en la figura 1 se desarrolló la metodología para el presente artículo.

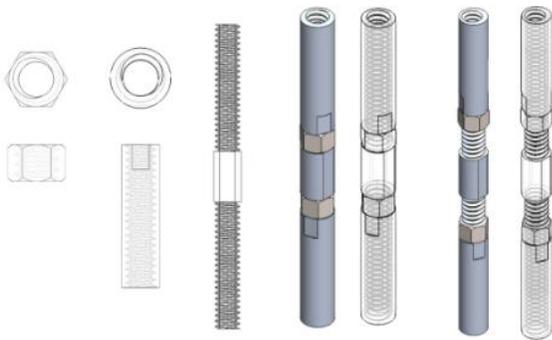


Fig. 1 Diseño del sistema extensor para prótesis de miembro inferior.

Selección de materiales

Para la selección de materiales se contempló al Aluminio 6061 como un primer material, no obstante, se realizó una búsqueda de plásticos rígidos que pudieran ser considerados a partir de sus propiedades mecánicas y el análisis de costos, tal como el Coeficiente de Poisson, Módulo Elástico y la Densidad, tal como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1: Propiedades mecánicas de los plásticos rígidos a considerar para la manufactura del sistema [13].

Material	Propiedades		
	Coeficiente de Poisson	Módulo Elástico (GPa)	Densidad (g/cm ³)
Acetal	0.32	2.9	1.41
HDE	0.46	1.2	0.97
Polipropileno	0.42	1.55	0.908
PTFE	0.46	1.55	2.2
PEEK	0.39	1.1	1.3

No obstante, una vez analizadas estas propiedades y la accesibilidad de los materiales para su manufactura se seleccionó el Acetal como segundo material, de manera que en la Tabla 2 se observa una comparativa directa entre ambos materiales elegidos, tomando en cuenta el peso del sistema y su costo de manufactura por pieza.

Tabla 2: Características y precio unitario de la manufactura de los materiales seleccionados.

Material	Propiedades				
	Coeficiente de Poisson	Módulo Elástico (GPa)	Densidad (g/cm ³)	Peso (g)	Costo (MXN)
Acetal [13]	0.32	2.9	1.41	359	\$2,600.00
Aluminio 6061 [14]	0.33	69.0	2.7	580	

Diseño experimental pruebas de compresión estática para Acetal y Aluminio 6061

Con base en las normas D0695-15 [15] y E9-89a [16] de la American Society for Testing and Material (ASTM) se diseñó un protocolo de pruebas de compresión estática en la Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X considerando una fuerza aplicada de forma axial sobre el eje longitudinal, que se calculó a partir de la Ecuación 1 y 2.

$$Plamp = \left[\frac{100 - 16\%}{100} \right] * PI \quad (1)$$

Donde *Plamp* corresponde a la estimación ideal en usuarios amputados, *PI* representa el peso ideal para la talla original y el 16% es el porcentaje de amputación perteneciente al miembro inferior.

$$F = \text{Peso del usuario (kg)} * 9.81 \frac{m}{s} \quad (2)$$

A partir de las ecuaciones presentadas anteriormente, se determinó que la fuerza aplicada sería de 800 N lo cual equivale aproximadamente a 80 kg.

A partir de las Normas ASTM mencionadas anteriormente se estableció la velocidad de desplazamiento (mm/min) de la Máquina Universal al momento de realizar las pruebas, tal como se muestra en la Tabla 3.

Tabla 3: Velocidad de desplazamiento para ensayos de compresión estática.

Tipo de material	Velocidad de desplazamiento (mm/min)
Plásticos rígidos (Acetal) [15]	1.3
Metales [16]	0.127

Para las pruebas de compresión estática se ensayaron tres sistemas modulares de Acetal y tres de Aluminio 6061 en una longitud de extensión de 7 cm en la Máquina Universal Shimadzu Autograph AG-X con la velocidad de desplazamiento correspondiente a cada material presentada en la Tabla 3. En la Tabla 4 se muestra la metodología aplicada para ensayos de compresión estática.

Tabla 4: Metodología de pruebas de compresión estática en Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X

Material	Longitud de extensión (cm)	No. de ensayos
Acetal	7	3
Aluminio 6061		

Adicionalmente, se probó un cuarto sistema modular de Acetal y Aluminio 6061 en la Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X bajo los parámetros mencionados anteriormente, esto con el fin de conocer su punto de ruptura.

Cálculos aplicados a las gráficas de resultados

Para obtener el área transversal se consideró el diámetro mayor y el menor de las camisas del vástago del sistema modular de Acetal y Aluminio 6061 (fig. 2), que poseían medidas iguales, presentado en la Tabla 5.

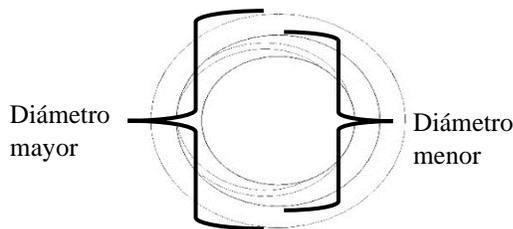


Fig. 2. Corte transversal del diseño del sistema modular mostrando el diámetro mayor y el diámetro menor.

Tabla 5: Diámetros del sistema modular de Aluminio 6061 y Acetal

Sistema modular	mm	Conversión	m
Diámetro mayor (r_1)	3	3/1000	0.03
Diámetro menor (r_2)	2	20/1000	0.02

De la tabla anterior se obtuvo la Ecuación 3 que representa al Área transversal, mostrada a continuación.

$$A_T (m^2) = (\pi * r_1^2) - (\pi * r_2^2) \quad (3)$$

A partir de la Ecuación 4 y la fuerza (N) progresiva ejercida por la Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X se obtuvo la Ecuación 4 referente al Esfuerzo (N/m^2)

$$\sigma = \frac{\text{Fuerza (N)}}{A_T (m^2)} \quad (4)$$

Para la obtención de la Ecuación 5 correspondiente al Módulo de Young $\left[Pa \left(\frac{N}{m^2}\right)\right]$ se calculó su pendiente, donde:

$$x = \sigma$$

$$y = \Delta$$

$$\therefore$$

$$\text{Módulo de Young} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (5)$$

La Ecuación 6 corresponde a la fuerza máxima que el sistema modular debe soportar en función del momento de carrera en la marcha.

$$F = 800 N * 3.0 = 2,400 N * 2.0 = \boxed{4,800 N} \quad (6)$$

Donde 3.0 corresponde al factor de seguridad (FDS) aplicado dado un momento de carrera durante la marcha más un FDS extra de 2.0 [18].

Resultados y Discusión

Compresión estática Acetal y Aluminio 6061

A partir de la Ecuación 1, y, tomando en cuenta a un paciente pediátrico de 17 años con un peso de 92 kg se obtuvo un peso ideal de 77 kg para usuarios con amputación de miembro inferior, de manera que al introducir dicho peso en la Ecuación 2 y aplicando un factor de seguridad (FDS) de 1.1 se obtuvieron los 81 kg a aplicar con los 800 N para las pruebas de compresión estática tanto para Aluminio 6061 como para Acetal.

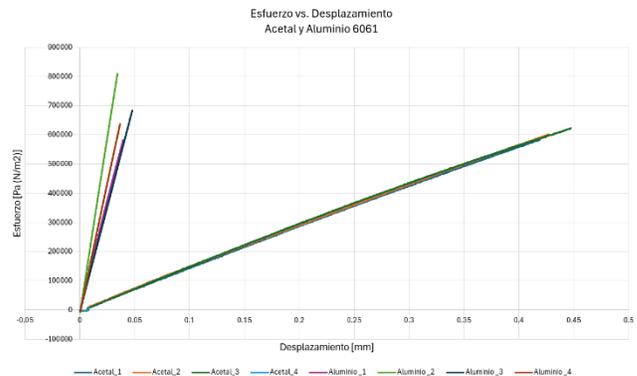


Fig. 3. Gráfica Esfuerzo vs Desplazamiento de Acetal y Aluminio 6061 en Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X.

Tal como se puede observar en la figura 3 se obtuvo una gráfica de Esfuerzo vs Desplazamiento de Acetal y Aluminio 6061, donde se puede observar que, a mayor esfuerzo, el desplazamiento del sistema modular aumentará.

De tal forma que en el caso de la probeta de Acetal 1 y 2 a un esfuerzo de 2,292,211.62 Pa/(N/m²) se obtuvo un desplazamiento de 0.41 mm. Para la probeta 3 este se mantuvo en 0.41 mm, sin embargo, el esfuerzo fue de 2,296,461.44 Pa/(N/m²). Con el esfuerzo aplicado en los sistemas modulares 1, 2 y 3 la gráfica se mantiene en su región elástica sin llegar a su punto de rotura, por lo que, se puede deducir que el desplazamiento en el sistema modular no es permanente.

Asimismo, se observa que las gráficas de Acetal tienen comportamientos similares para todos los sistemas modulares, por lo que, se puede inferir que el material sigue una tendencia de comportamiento respecto a su desplazamiento según el esfuerzo aplicado.

Por otra parte, para la probeta de Aluminio 1 a un esfuerzo de 2,298,890.02 Pa se obtuvo un desplazamiento de 0.04 mm, para la probeta 2 el esfuerzo fue de 2,297,776.70 Pa y el desplazamiento obtenido fue de 0.02 mm, mientras que para la probeta 3 el esfuerzo fue de 2,292,312.72 Pa con un desplazamiento de 0.04 mm. Tal como en el caso anterior, la gráfica no sale de su zona elástica, por lo que, el desplazamiento en cada uno de los sistemas no es permanente.

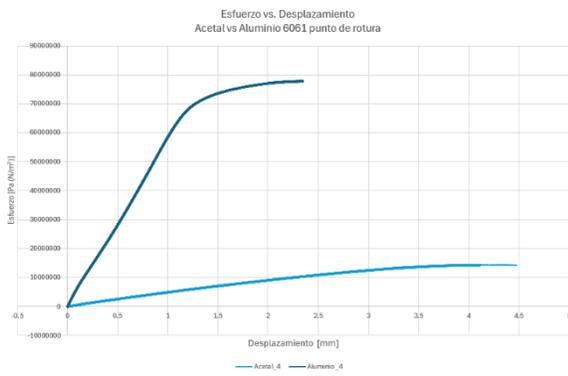


Fig. 4. Gráfica Esfuerzo vs Desplazamiento del Acetal y Aluminio 6061 hasta su punto de rotura en Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X.

En la figura 4 se puede observar una gráfica de Esfuerzo vs Desplazamiento de un sistema modular de Acetal y Aluminio 6061 en su punto de rotura donde es posible notar que a mayor esfuerzo el desplazamiento del sistema modular fue en aumento, tal como en la gráfica anterior. Sin embargo, durante la realización de esta prueba, la fuerza ejercida por la Máquina Universal fue en aumento y se detuvo cuando detectó un fallo o fractura en el sistema, es decir, que este alcanzó su límite elástico o punto de rotura a un esfuerzo máximo de 14,256,071.02 Pa y un desplazamiento máximo de 4.47 mm para Acetal, mientras que para Aluminio 6061 el esfuerzo máximo fue de 77,759,718.38 Pa y el desplazamiento máximo de 2.3497 mm. Para ambos

materiales estos desplazamientos son permanentes puesto que se llegó a la zona plástica del Acetal y Aluminio 6061.

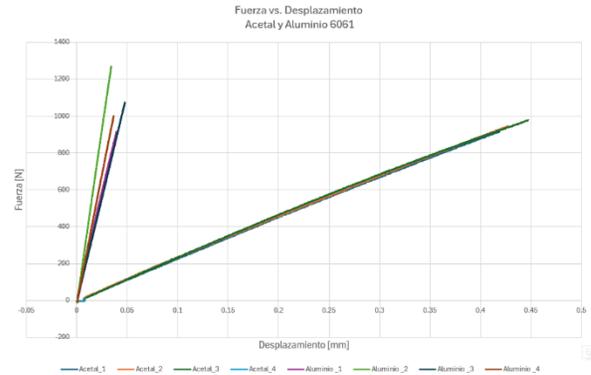


Fig. 5. Gráfica Fuerza vs Desplazamiento de los sistemas modulares de Acetal y Aluminio 6061 en Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X.

A partir de los ensayos descritos anteriormente se realizó una comparativa en función de la fuerza aplicada contra el desplazamiento en ambos materiales.

Resultando que a una fuerza equivalente de 800 N el desplazamiento del Acetal fue de 0.36 mm, mientras que para el Aluminio 6061 fue de 0.035 mm que, si bien una es considerablemente más alta que la otra, ambos desplazamientos no son permanentes pues se encuentran en su zona elástica lineal, por tanto, se puede inferir que no comprometen el sistema modular.

Cálculo de datos

En las Tablas 7 y 8 se presentan los datos correspondientes a los ensayos de compresión estática realizados para cada una de las probetas de los materiales y los cálculos descritos en la sección anterior.

Tabla 7: Datos obtenidos de las pruebas estáticas del sistema modular de Acetal.

Parámetros	Acetal 1	Acetal 2	Acetal 3	Acetal 4 (punto de rotura)
Desplazamiento máximo	0.41	0.41	0.41	4.47
Esfuerzo máximo	2,292,211.62	2,292,211.62	2,296,461.44	14,256,071.02
Módulo de Young	5,336,797.34	5,432,710.15	5,177,240.84	4,867,680.79
Límite elástico				14,329,837.43
Peso con conectores (4R21 Ottobock)	587 g	587 g	587 g	587 g

Tabla 8: Datos obtenidos de las pruebas estáticas del sistema modular de Aluminio 6061.

Parámetros	Aluminio 1	Aluminio 2	Aluminio 3	Aluminio 4 (punto de rotura)
Desplazamiento máximo	0.04	0.02	0.04	2.3497
Esfuerzo máximo	2,298,890.02	2,297,776.70	2,292,312.72	77,759,718.37
Módulo de Young	55,540,509.22	98,920,562.61	57,694,899.94	71,906,767.79
Límite elástico				77,760,736.97
Peso con conectores (4R21 Ottobock)	808 g	808 g	808 g	808 g

En la Tabla 9 se presentan los criterios de selección, donde es posible observar que ambos se encuentran por debajo del 50% del salario mínimo mensual promedio actual volviendo este tipo de tecnologías más accesible para la población mexicana. Asimismo, ninguno de los materiales supera el desplazamiento máximo establecido de 5 mm para una fuerza de 4,800 N o bien, su equivalente en esfuerzo que es de 12,223,100 Pa, por tanto, se comprueba que ambos materiales cumplen con los requerimientos técnicos mínimos para su aplicación protésica.

Tabla 9: Criterios de selección de material para el sistema modular.

Criterios	Acetal	Aluminio 6061
Costo de manufactura < \$3,000.00 MXN	✓	✓
Desplazamiento < 5 mm	✓	✓
Fuerza por soportar > 4,800 N	✓	✓
Límite elástico > 12,223,100 Pa	✓	✓

Conclusiones, perspectivas y recomendaciones

En esta investigación se validó mecánicamente el sistema modular para prótesis de miembro inferior en pacientes

Referencias

- [1] Organización de las Naciones Unidas, «Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad,» Nueva York y Ginebra, 2014.
- [2] Consejo Nacional de Evaluación de la Política de Desarrollo Social (CONEVAL), «Población con discapacidad enfrenta pobreza y dificultades para ejercer sus derechos sociales,» Ciudad de México, 2019.
- [3] Teletón México, «Abril: mes de las amputaciones,» Teletón México, 2021. [En línea]. Available: [https://teleton.org/abril-mes-de-las-amputaciones/#:~:text=Entre%20sus%20causas%20se%20encuentran,\(por%20accidentes%20o%20enfermedades\).](https://teleton.org/abril-mes-de-las-amputaciones/#:~:text=Entre%20sus%20causas%20se%20encuentran,(por%20accidentes%20o%20enfermedades).)
- [4] Academia Nacional de Medicina, «Los amputados, un reto para el estado,» de Acta de la Sesión del 4 de marzo del 2015 Academia Nacional de Medicina, Ciudad de México, 2015.
- [5] Proviem, «Precios de prótesis pierna en México,» Mediprax, 25 Agosto 2021. [En línea]. Available: [https://proviem.com.mx/precios-de-protesis-pierna-en-mexico/.](https://proviem.com.mx/precios-de-protesis-pierna-en-mexico/)

pediátricos, a partir de pruebas de compresión estática y cíclica garantizando la resistencia y seguridad de este.

A partir de las pruebas de compresión estática realizadas en la Máquina Universal de Esfuerzos Shimadzu Autograph AG-X se obtuvieron gráficas de Esfuerzo vs Desplazamiento en Acetal y Aluminio 6061, se obtuvo el punto de rotura para ambos materiales, con un esfuerzo de 14,256,071.02 Pa y un desplazamiento de 4.47 mm en Acetal y un esfuerzo de 77,759,718.38 Pa y 2.3497 mm de desplazamiento en Aluminio 6061.

En los ensayos de compresión estática de Acetal se pudo observar que las gráficas fueron similares para todos los sistemas modulares, infiriendo que el material siguió una tendencia de comportamiento respecto a su desplazamiento según el esfuerzo aplicado.

En la matriz de criterios de selección se comprobó que, si bien ambos materiales cumplen con los requerimientos técnicos mínimos para su aplicación protésica, un criterio crucial a considerar es el peso del sistema modular con conectores 4R21 Ottobock que son el enlace con el socket y pie protésico, puesto que una carga adicional en el miembro protésico puede provocar una fatiga muscular más rápida derivando en afectaciones en la estabilidad y equilibrio durante la marcha. Dado que el sistema en Acetal pesa 221 gramos menos que el de Aluminio 6061, se recomienda el uso de Acetal para las siguientes etapas del proyecto.

A futuro se pretende realizar pruebas de compresión cíclica del sistema modular en Acetal y Aluminio 6061, para así llevar a cabo la validación biomecánica del mismo a partir de pruebas en pacientes pediátricos de entre 12 y 17 años.

Agradecimientos

Esta investigación contó con apoyo financiero por parte de la Dirección de Investigación y Posgrados (DIP) de la Universidad Iberoamericana Puebla y la Fundación Federico Gómez Suárez.

Los autores de este trabajo quisieran reconocer la ayuda y apoyo del Tec. Zeus Torres Zapotl para la realización de las pruebas a compresión estática en la Máquina Universal de Esfuerzos (Shimadzu AG-X 250 kN, Floor Model) del Instituto de Desarrollo e Innovación Tecnológica (IDIT) de la Universidad Iberoamericana Puebla para los sistemas modulares de Aluminio 6061 y Acetal desarrollados en el presente trabajo.

- [6] Consejo Nacional de Evaluación de la Política de Desarrollo Social, «Medición de la Pobreza,» CONEVAL, 2023. [En línea]. Available: https://www.coneval.org.mx/Medicion/Paginas/ITLP-IS_pobreza_laboral.aspx#:~:text=En%20contraste%2C%20las%20tres%20entidades,fue%20de%20%24%2C921.75%20al%20mes.
- [7] Fisioterapia de la Serna, «Biomecánica de paciente amputado con prótesis,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.fisioterapiadelaserma.com/biomecanica-de-paciente-amputado-con-protesis-fisioterapia-de-la-serna/>
- [8] Children's Hospital of Orange County, «Growth & Development: 6 to 12 Years (School Age), » Children's Hospital of Orange County, 2023. [En línea]. Available: <https://www.choc.org/primary-care/ages-stages/6-to-12-years/#:~:text=Children%20between%206%20and%2012,earlier%20or%20later%20than%20others.>
- [9] J. D. Smith y P. E. Martin, «Effects of Prosthetic Mass Distribution on Metabolic Costs,» Journal Applied Biomechanics, vol. 29, n° 3, pp. 317-328, 2013.
- [10] R. W. Selles, J. B. Bussmann, R. C. Wagenaar y H. J. Stam, «Effects of Prosthetic Mass and Mass Distribution on Kinematics and Energetics of Prosthetic Gait: A Systematic Review,» Journal for the measurement of physical behavior, vol. 80, n° 12, pp. 1593-1599, 1999.
- [11] J. S. Rietman, K. Postema y J. H. B. Geertzen, «Gait analysis in prosthetics: Opinions, ideas and conclusions,» Prosthetics and Orthotics International, vol. 26, p. 5057, 2002.
- [12] A. Álvarez Flores, R. A. Acevedo Contreras, A. García Aguilar, R. Díaz Pérez, J. M. Hernández Ortega, N. Núñez Alonso, E. González Grajales y P. Rivero Robledo, «Diseño y manufactura de prótesis de miembro inferior para paciente pediátrico con amputación transtibial,» Repositorio Servicio Social, Puebla, Puebla, 2023.
- [13] Plasticbages Industrial, «Características técnicas del Acetal.» 2022. Disponible en: <http://www.plasticbages.com/caracteristicasacetal.html>.
- [14] Aluminios y Metales Unicornio. «Aluminio 6061.» 2019. Disponible en: <http://www.aluminiosmetalesunicornio.com.mx/6061.html>.
- [13] American Society for Testing and Materials, «Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics D695-15, » 2023.
- [14] American Society for Testing and Materials, «Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature E9-89a, » 2010.
- [15] International Organization for Standardization, «ISO 10328:2016 Prosthetics Structural testing of lower-limb prostheses. Requirements and test methods.,» ISO - International Organization for Standardization, 2016.
- [16] G. Gottau, «El impacto ante el ejercicio que recibe el cuerpo de un individuo con sobrepeso,» Vitonica, 2010. [En línea].