

PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL UNILATERAL PARA CICLISMO CON TRES GRADOS DE LIBERTAD DESARROLLADA BAJO UN MÉTODO DE FABRICACIÓN ADITIVA

Vargas, Jose Luis¹[0000-1111-2222-3333] and Martin, Juana Yadira²[1111-2222-3333-4444]

¹ Universidad Manuela Beltrán, Bogotá, D.C, Colombia

² Universidad Manuela Beltrán, Bogotá, D.C, Colombia

joseluisbiomedical@gmail.com, juana.martin@docentes.umb.edu.co

Resumen. Las amputaciones de miembros superiores pueden llegar a ser un limitante para practicar deportes bimanuales, en lo que se refiere a movilidad y autonomía, para lo cual, una de las alternativas es el uso de prótesis, sin embargo, muchas veces son inaccesibles por sus altos costos. En este sentido, esta investigación permitió la construcción de un prototipo de prótesis transradial unilateral para ciclistas de alto rendimiento, empleando un método de Fabricación Aditiva (AM) a partir de la implementación de la Metodología Despliegue de la Función Calidad (QFD) y con evaluación de resultados en un Análisis de Elementos Finitos (FEA) de rendimiento aerodinámico y de tensión mecánica.

La estrategia metodológica que oriento el diseño y fabricación de la prótesis transradial objeto de este estudio es la QFD o Despliegue de la Función de Calidad, basada en la información recolectada de requerimientos deportivos y de la Union Cycliste Internationale (UCI), quien es la máxima entidad reguladora del deporte.

Como resultado se creó un prototipo de prótesis transradial unilateral personalizada y a medida, con tres grados de libertad para ciclistas de alto rendimiento, cuya característica primordial es su baja tensión mecánica, en un entorno de simulación virtual al momento que el ciclista realice el empuje del manillar, una tensión mecánica máxima en los materiales de aproximadamente 0,1143 MPa y un rendimiento aerodinámico considerablemente notable en comparación con las prótesis comunes. Se obtuvo una herramienta protésica que logra tener un costo de fabricación en materiales que no supera los \$50 USD, un peso de 165g y un tiempo de fabricación de las piezas de tan solo 24 horas.

Palabras clave: Fabricación aditiva (AM), Análisis de Elementos Finitos (FEA), Despliegue de la Función Calidad (QFD), Paracycling, Prótesis Transradial.

1. Introducción

En el ciclismo competitivo, el diseño de prótesis transradiales, brindan al deportista autonomía y competitividad en el rendimiento deportivo, mejoras fisiológicas, psicológicas y sociológicas [1] [2], además, si el diseño es asequible, tiene un gran impacto en países o personas con bajo poder adquisitivo. Por lo cual, las tecnologías de fabricación asequibles juegan un papel fundamental para los pacientes con estas afecciones, como las ofrecidas por los procesos de Fabricación Aditiva (AM), porque pueden llegar a brindar una solución a bajo costo.

Por otro lado, las prótesis deportivas han tenido poca atención para deportes y hobbies practicados en países que están en vías de desarrollo [1], como, por ejemplo, Colombia donde se practica el paracycling, un deporte que cada vez tiene más atención en los juegos paralímpicos y en competiciones nacionales. Esta investigación

busca darles a los deportistas con amputaciones transradiales unilaterales una herramienta protésica que logre mejorar sustancialmente su rendimiento, que se adapte al tipo e intensidad de las competiciones, que sea confortable, funcional, con características de diseño específicas para el rendimiento deportivo, y, además, personalizada a medida y altamente asequible con características de bajo coste de mantenimiento. De esta manera, se busca fabricar un prototipo de prótesis de mano unilateral con socket transradial impresa por un método AM, diseñada para el ciclismo competitivo que mejore sustancialmente el rendimiento en el paracycling.

2. Metodología

La ruta metodológica que se trazó para llevar a cabo la presente investigación, se basó en el desarrollo de 5 fases, la primera, la de *fundamentación*, donde se exploraron diferentes estudios para registrar las necesidades, requerimientos deportivos y se revisó minuciosamente el reglamento deportivo (para discapacidad), la segunda, el *desarrollo QFD*, donde se relacionaron y priorizaron las características de diseño a través de la casa de calidad, la tercera, la de *esbozo y diseño*, en la que se diseñó el prototipo de la prótesis de acuerdo con los resultados y análisis de la matriz de la casa de calidad [8][11][19], la cuarta, la de *análisis mediado por software*, en la que se simuló el desempeño aerodinámico y tensión mecánica por medio del análisis de elementos finitos en un entorno virtual y, la quinta, la de *construcción*, en la que se realizó la impresión de las piezas, ensamble del prototipo final y evaluación de costos [12, 13, 15].

3. Resultados

Para iniciar con los parámetros de diseño, se tuvieron en cuenta tres aspectos fundamentales, el primero, los requerimientos del deportista, el segundo, el reglamento deportivo de la UCI y el tercero, las soluciones propuestas desde el diseño e ingeniería. Con esto, se desarrolló la casa de la calidad (Ver Figura 1), para dar continuación con la metodología QFD.

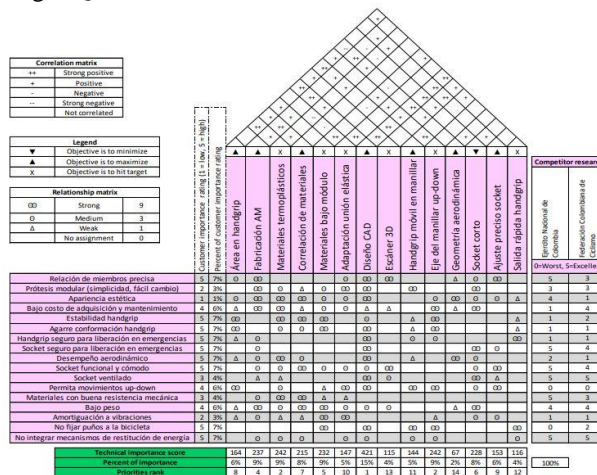


Fig. 1. Casa de la calidad. Fuente propia.

De acuerdo con lo anterior, se decidió usar un software gratuito de escáner 3D y de diseño llamado Autodesk Recap, que se clasifica dentro de los escáneres pasivos de no contacto. Para tal efecto, se empleó una cámara digital de alta resolución, buen acondicionamiento de luz, sin sombras y un total de treinta y ocho fotografías en diferentes ángulos. Terminado el procesamiento de las imágenes en el software, se obtuvo un miembro superior en CAD al que posteriormente se le realizó una amputación transradial de manera digital en el software Autodesk Inventor, y se le diseñó un socket a medida (Ver Figura 2).

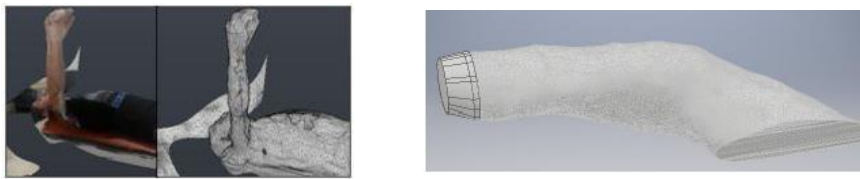


Fig. 2. Escáner Recap y amputación digital del miembro superior derecho. Fuente propia.

Luego de la evaluación de varios esbozos a mano alzada que cumplieran con las prioridades de la QFD, se seleccionó y diseñó tridimensionalmente un esbozo en el software Autodesk Inventor. El prototipo permite tres grados de libertad en el manillar, el primero permite el ingreso del handgrip o agarre al manillar debido a su ingreso en forma de embudo a la forma tubular del manillar[12], además también sirve para dar salida en caso de emergencia y adaptarse a diferentes diámetros en las tubuladuras de diferentes bicicletas (Ver Figura 3).

También, se decidió diseñar una terminación distal con poca área de contacto para mejorar el rendimiento aerodinámico del ciclista debido a su bajo coeficiente de arrastre y los ángulos de la geometría fueron empalmados. En lo que se refiere al segundo grado de libertad corresponde al movimiento up-down que puede realizar el ciclista cuando pedalea de pie o sentado, además cuando la pista tiene diferentes angulaciones de subida o de bajada en la que el antebrazo del ciclista puede variar su ángulo (Ver Figura 3).

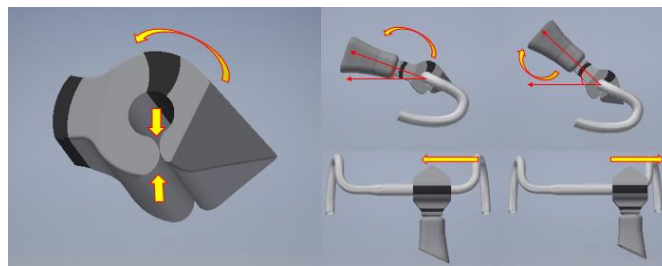


Fig. 3. Movimientos handgrip, up-down y laterales. Fuente propia.

En lo que respecta al tercer ángulo corresponde al movimiento de izquierda o derecha sobre el eje horizontal del manillar, esto le permitirá al ciclista un mejor

posicionamiento de su miembro superior para ganar aerodinámica si posiciona la prótesis a la mitad del eje o ganar control al posicionarla en el extremo del manillar (Ver Figura 3).

Así mismo, los materiales seleccionados para la fabricación de la prótesis fueron el ABS y el TPU bajo la selección del método AM llamado Fused Deposition Modeling o FDM. Los materiales seleccionados, corresponden a que, el ABS tiene características de base sólida, es fuerte, ligero y de gran resistencia a los impactos una vez impreso, en comparación con otros termoplásticos como el PLA. Por la relación de costos se seleccionó el ABS, sin embargo, se recalca la superioridad de resistencia mecánica y durabilidad de una pieza impresa por filamentos de fibra de carbono, sin embargo, esta es un 234,8% más costoso que el ABS. Por otro lado, el segundo material es el TPU, un elastómero termoplástico que le brinda a la prótesis amortiguación de vibraciones por sus propiedades dinámicas y que no varía su modulo en un amplio rango de temperaturas.

El rendimiento aerodinámico de la prótesis se evidencio en una simulación de entorno virtual. Estas simulaciones tienen ciertas ventajas en comparación a la forma experimental de túnel de viento, pues son rápidas y maneja bajos costos, fundamental en este proyecto. El análisis de la dinámica de fluidos computacionales o CFD se realizó en el software ANSYS-Fluent donde se simuló una velocidad de 13,4 m/s, a unas variables atmosféricas promedio de la ciudad de Bogotá, D.C, Colombia. De este modo se obtuvieron los siguientes resultados de la prótesis diseñada por el método QFD y una geometría de prótesis común del mercado con 5 dedos y todas sus articulaciones interfalángicas (Ver Figura 4).

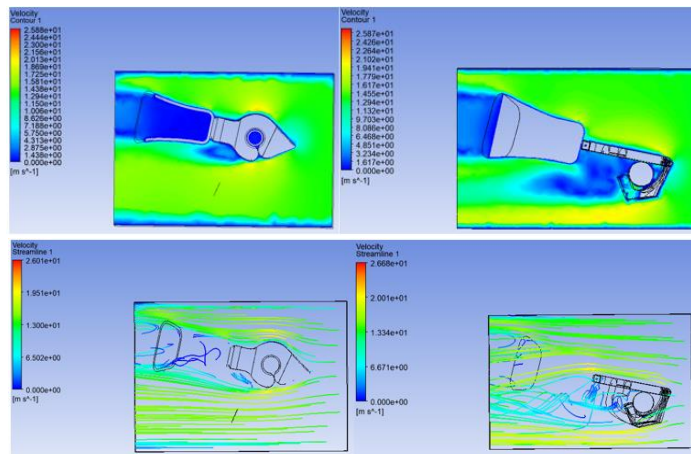


Fig. 4. Representación gráfica de contornos y vectores de flujo en vista lateral de las velocidades en función de la geometría propuesta y geometría de referencia. Fuente propia.

También, la simulación de tensión mecánica nos muestra la fuerza por unidad de área en la prótesis con las características mecánicas de los materiales seleccionados. Se simuló una fuerza de empuje de 175 N y en la vista inferior se logró evidenciar el mayor estrés mecánico de los materiales con un valor máximo aproximado de 0,1143

MPa y que se presentaría en la unión socket-handgrip de la prótesis, principalmente distribuido a la zona cubital, justo donde termina el diseño del socket (Ver Figura 5).

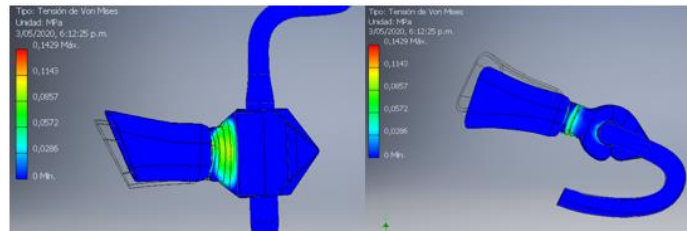


Fig. 5. Representación de tensión superficial en vista inferior y lateral del prototipo de prótesis. Fuente propia.

En lo que se refiere a los gastos de fabricación del prototipo, éstos fueron considerablemente bajos. El modelamiento y escáner 3D no tuvieron costo alguno, por otro lado, la impresión de las piezas tuvo un costo, el costo total de la fabricación del prototipo de prótesis transradial para ciclistas de alto rendimiento tuvo un valor de aproximadamente \$45,91 USD.



Fig. 6. Handgrip, vista superior, inferior, cubital y radial del prototipo de prótesis transradial ensamblado. Fuente propia.

4. Conclusiones

El desarrollo de esta investigación permitió la construcción de un prototipo de prótesis transradial unilateral con tres grados de libertad para ciclistas de alto rendimiento por un proceso de Fabricación Aditiva (AM). El estudio permite concluir que, si es posible desarrollar dispositivos personalizados, funcionales, seguros, con características anatómicas, mecánicas, ergonómicas y aerodinámicas de diseño y rendimiento deportivo a bajo coste de adquisición y mantenimiento, por lo que es altamente aplicable a deportistas con bajo poder adquisitivo que podrán mejorar sustancialmente su desempeño deportivo en competiciones de alto rendimiento.

Referencias

- [1] B. Dyer, "Cycling with an amputation: A systematic review.," *Prosthet. Orthot. Int.*, 2015.
- [2] K. F. Gretsche, H. D. Lather, K. V. Peddada, C. R. Deeken, L. B. Wall, and C. a. Goldfarb, "Development of novel 3D-printed robotic prosthetic for transradial amputees," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 1, no. 4, pp. 3–6, 2015.
- [5] B. Maat, G. Smit, D. Plettenburg, and P. Breedveld, "Passive prosthetic hands and tools: A literature review," *Prosthet. Orthot. Int.*, p. 30936461769162, 2017.
- [8] R. K. Chen, Y. an Jin, J. Wensman, and A. Shih, "Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses-A review," *Addit. Manuf.*, vol. 12, pp. 77–89, 2016.
- [9] I. Vujaklija, D. Farina, and O. C. Aszmann, "New developments in prosthetic arm systems," *Orthop. Res. Rev.*, vol. 8, no. July, p. 31–39, 2016.
- [11] B. Dyer, "The importance of aerodynamics for prosthetic limb design used by competitive cyclists with an amputation: An introduction," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 39, no. 3, pp. 232–237, 2015.
- [12] D. A. Bennett, S. A. Dalley, D. Truex, and M. Goldfarb, "A Multigrasp Hand Prosthesis for Providing Precision and Conformal Grasps," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 4, pp. 1697–1704, 2014.
- [13] X. Yao, C. Luan, D. Zhang, L. Lan, and J. Fu, "Evaluation of carbon fiber-embedded 3D printed structures for strengthening and structural-health monitoring," *Mater. Des.*, vol. 114, pp. 424–432, 2016.
- [20] R. Adaptations and A. Hand, "Sports and Recreational Adaptations for Amputee Hand," pp. 279–289, 2019.
- [21] J. Tolentino and Y. S. Park, "Modeling and Analysis of a Cycling Prosthetic," vol. 14, no. 5, pp. 134–139, 2020.
- [24] P. Forte, D. A. Marinho, R. Silveira, and T. M. Barbosa, "The Aerodynamics and Energy Cost Assessment of an Able-Bodied Cyclist and Amputated Models by Computer Fluid Dynamics," pp. 1–9, 2020.
- [28] Union Cycliste Internationale, "Reglamento del Deporte Ciclista UCI," p. 129, 2016.
- [29] M. K. Solarz and J. J. Thoder, "Management of Major Traumatic Upper Extremity Amputations," *Orthop. Clin. NA*, vol. 47, no. 1, pp. 127–136, 2016.
- [39] M. M. Bondok, M. A. El-sheikh, and M. A. El-hadek, "Test Rig Design and Preliminary Assessment for a Transradial Socket," no. January, 2020.
- [40] X. Chimentin, M. Rigaut, S. Crequy, F. Bolaers, and W. Bertucci, "Hand – arm vibration in cycling," 2015.
- [54] H. L. Tekinalp *et al.*, "Highly oriented carbon fiber – polymer composites via additive manufacturing," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 105, pp. 144–150, 2014.
- [57] K. C. N. Kumar, T. Tandon, P. Silori, and A. Shaikh, "Biomechanical stress analysis of a Human Femur bone using ANSYS," *Mater. Today Proc.*, vol. 2, no. 4–5, pp. 2115–2120, 2015.