

Aplicación de tecnologías de prototipado rápido en la fabricación de dispositivos ortoprotésicos

■ ■ ■ ■ ■
Jorge Barrios-Muriel, Francisco Romero-Sánchez, Francisco Javier Alonso-Sánchez, David Rodríguez-Salgado
de Universidad de Extremadura

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/7784>

Las *Tecnologías de Prototipado Rápido* (TPR) surgieron en la década de los 80 con la introducción de la estereolitografía (SLA), basada en el curado de un fluido fotopolimérico en finas capas que constituyen el modelo 3D. En los años siguientes se introdujeron otras TPR (también conocidas como técnicas de *fabricación aditiva*) tales como: *Modelado por Deposición de Fundido* (FDM), *Sinterizado Selectivo por Láser* (SLS) y *Fabricación de Objetos Laminados* (LOM), entre otras. Hoy en día se conoce como TPR a un conjunto de procesos de fabricación capaces de generar productos, partes y piezas a través de la solidificación de capas de polímeros sensibles a la luz ultravioleta mediante tecnología láser. Este tipo de tecnología ha revolucionado la industria de fabricación, debido a que se puede construir un prototipo con cierta rapidez, reduciendo costes y mejorando tiempos de producción. Actualmente existen muchos sistemas de TPR en el mercado que se pueden clasificar por el material utilizado para crear el prototipo, dividiéndose en (1) base líquida, (2) base sólida y (3) base en polvo (Tabla 1).

La aplicación de las TPR está en auge y ya están incorporadas en sectores industriales como el del automóvil, juguetes, defensa, aeronáutico y médico [2]–[5]. En este último campo, las aplicaciones han evolucionado rápidamente debido a la necesidad de crear dispositivos personalizados capaces de adaptarse adecuadamente a las formas anatómicas del paciente [4] (ver Figura 1). En particular en el ámbito de las ayudas ortoprotésicas, las TPR tienen un gran impacto al poder adaptar de forma adecuada el producto a la morfología del usuario. Este es un aspecto esencial, ya que un buen ajuste es un aspecto clave, en primer lugar para la funciona-

lidad y efectividad clínica del dispositivo, y en segundo lugar para el confort del usuario, ya que muchos tratamientos se abandonan por la aparición de rozaduras, llagas o sensación de incomodidad.

A día de hoy, la mayoría de los dispositivos ortoprotésicos son diseñados y fabricados de manera manual y artesanal por un técnico ortoprotésico. El acabado del producto y su adaptación al paciente dependen de las habilidades y experiencia de este especialista [11]. La aplicación de estos procesos industriales puede mejorar significativamente el resultado final y ser una nueva herramienta en beneficio de la sociedad. En este sentido, las TPR podrían mejorar significativamente los procesos de fabricación de las ayudas ortoprotésicas debido fundamentalmente a:

- Producción más rápida que el proceso tradicional.

- Experiencia más cómoda para el paciente debido a la eliminación de los moldes de escayola.
- Eliminación de la subjetividad en las medidas del especialista y menor error y variabilidad en el proceso de fabricación.
- Menor equipamiento y mayor simplicidad del proceso de fabricación.

El proceso de fabricación de un dispositivo ortoprotésico comienza con la adquisición de los datos de la morfología de algún segmento o zona corporal del usuario (Figura 2a). Tradicionalmente estos datos se adquieren a través de moldes de espuma o yeso de París. A continuación, sobre el molde en positivo se añade el material que conformará la pieza final. Posteriormente a través de alguna máquina fresadora o de control numérico computarizado (CNC) se fabrica la ayuda ortoprotésica en algún material flexible de tipo poliuretano termoestable. Por último, se realizan diferentes pruebas y reajustes hasta adaptar definitivamente el dispositivo al usuario. Eventualmente se incluye

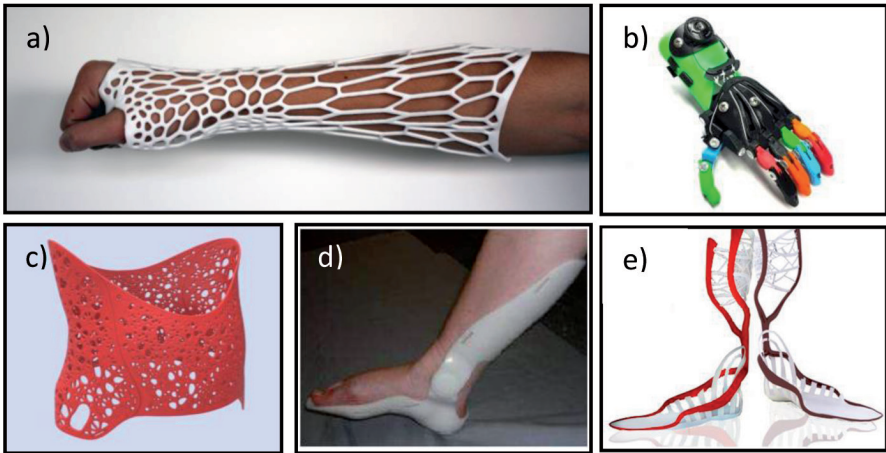


Figura 1: Ejemplos de ayudas ortoprotésicas obtenidas mediante TPR. a) Fijador externo para el antebrazo [6] b) Prótesis para mano CyborgBeast [7] c) Ortesis fijadora de cadera [8] d) FABIO Project [9] e) Ortesis de tobillo pie A-FootPrint Project [10]

Base líquida	Estereolitografía (SLA)
	Curado en base sólida (SGC)
	Fotopolimeración por luz ultravioleta (SGC)
	Fabricación con partículas balísticas (BPM)
Base sólida	Fabricación de objetos laminados (FOL)
	Deposición de hilo fundido (FDM)
Base en polvo	Sinterización selectiva por láser (SLS)
	Impresión 3D (inyección de polímero)

Tabla 1: Sistemas actuales de TPR en el mercado[1]

el uso de entornos virtuales basados en el diseño asistido por ordenador (CAD) para mejorar el diseño de la ayuda técnica.

Sin embargo, las técnicas de fresado y CNC presentan ciertas limitaciones, debido a que no pueden reproducir diseños avanzados realizados en CAD con formas complejas tales como bridas, cúpulas, zonas de reducción de carga con geometría especial, diferentes elementos funcionales de distinto espesor y rigidez, etc. En este sentido, las TRP son una alternativa a este proceso tradicional y representando el futuro de la fabricación en muchas industrias, y en concreto de las ayudas ortoprotésicas. Este proceso (Figura 2b) se iniciaría con el escaneado 3D de la morfología del sujeto, para a continuación, mediante técnicas de diseño, ingeniería y fabricación asistida por ordenador (CAD-CAE-CAM) obtener un diseño adaptado a la morfología del usuario sobre el que se pueden estudiar condiciones de deformación, flexibilidad, tipo de material, etc. Este diseño es fácilmente exportable a un sistema de fabricación aditiva. El tiempo de fabricación puede variar de las varias semanas para el método tradicional a un máximo de 2 días para las técnicas de fabricación aditiva [8].

1. SISTEMAS DE PROTOTIPADO RÁPIDO EN LA FABRICACIÓN DE AYUDAS ORTOPROTÉSICAS

El proceso de fabricación basado en TPR conlleva una etapa previa de diseño CAD. En las últimas décadas, los métodos y herramientas CAD hacen más fácil el diseño de productos, ofreciendo un amplio abanico de posibilidades. El uso de estas herramientas junto con el proceso de fabricación asistido por ordenador (CAM) es un novedoso enfoque que está recibiendo cada día más atención en el ámbito de las ayudas ortoprotésicas, sustituyendo a las tradicionales prácticas artesanales. La gran ventaja de estos sistemas es la rápida personalización que se puede realizar sobre un determinado producto aplicando principios de ingeniería inversa. En concreto, el uso de la ingeniería inversa (MRE) tiene como objetivo

utilizar la tecnología de la ingeniería inversa para reconstruir modelos 3D de las estructuras anatómicas y objetos biomédicos para el diseño y la fabricación de productos médicos [14]. A través de la MRE, se puede simular la forma del cuerpo en 3D y mejorar el diseño de las órtesis de manera que el ajuste al cuerpo del paciente sea óptimo. Al mismo tiempo, las TRP ofrecen ventajas en la fabricación de estos dispositivos de rehabilitación personalizados, en términos de una mayor libertad de diseño, capacidad de crear elementos funcionales con geometrías complejas, mayor precisión y eficiencia de costes, menor tiempo de entrega y una mayor comodidad en el proceso de obtención producto final de cara al usuario.

1.1. TPR CON APLICACIÓN A LA INDUSTRIA ORTOPROTÉSICA

La aplicación de las TPR en la industria ortoprotésica debe tener en cuenta el tipo de material a utilizar en función de la aplicación de la ayuda técnica. Para la fabricación de fijadores externos puede ser suficiente el uso de materiales plásticos con cierta rigidez que satisfagan la condición de inmovilización. En el caso de ortesis dinámicas será necesario utilizar materiales con cierta elasticidad que admitan la movilidad en puntos determinados como articulaciones pero con la suficiente rigidez en otros para corregir la posición. Por último, en el caso de ortesis activas (motorizadas) o exoesqueletos de rehabilitación, se encontrarán partes que se puedan personalizar mediante fabricación aditiva y otras en las que será necesario utilizar metales para aportar la rigidez necesaria, para lo cual se recurrirán a los métodos tradicionales o fabricación aditiva de metales. A continuación se

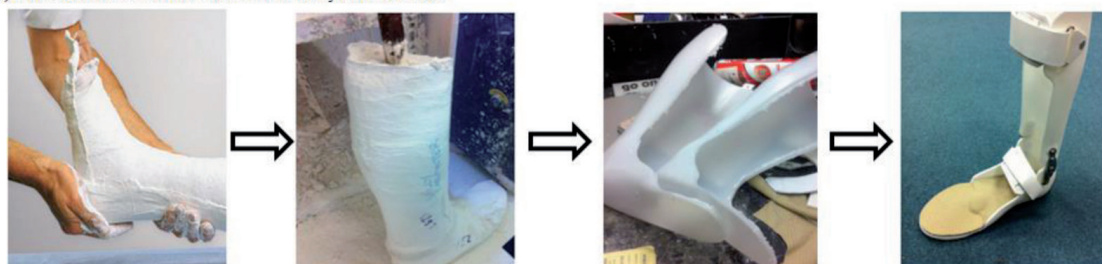
describen brevemente las tecnologías de fabricación con aplicación a la industria ortoprotésica, en concreto, a la fabricación de ayudas técnicas personalizadas.

1.1.1. Sinterización selectiva por láser (SLS)

SLS es una técnica que utiliza un haz láser de dióxido de carbono (CO_2) para calentar y fusionar (sinterización) de forma selectiva el material en polvo y convertirlo en partes sólidas. El polvo se distribuye de manera uniforme sobre la superficie de la máquina y el haz láser con intensidad variable fusiona el polvo en las áreas definidas por la geometría de la pieza. Cuando una capa es completada, el cilindro (pistón) de la plataforma desciende y otra capa de polvo es distribuida por toda la superficie. El polvo no fundido durante el proceso sirve como estructura de soporte, y el proceso acaba cuando la geometría del objeto está totalmente constituida. Existe una amplia gama de materiales utilizados en esta clase de TPR. Actualmente, los más utilizados son el nylon (Poliamida 12), compuestos del nylon, policarbonatos, metales y polímeros cerámicos. La figura 3a representa de forma gráfica este proceso de producción.

En el trabajo de Schrank et al. (2011) [15] se evaluó la precisión del proceso de fabricación de SLS en la fabricación de AFOs. En este trabajo se midió la discrepancia entre el modelo CAD y el producto realizado con SLS a través de un escáner 3D Faroarm (Precisión ± 0.036 mm). Los resultados mostraron valores inferiores a 1,5 mm con una baja desviación típica en las medidas ($\text{SD}=0,39$ mm). Otra aplicación similar de férula para la extremidad superior utilizando SLS ha sido recientemente publicado por Evill (2013) [6]. En

a) Método tradicional de fabricación de ayudas técnicas



b) Incorporación de las técnicas de escaneado 3D, CAD-CAE-CAM e impresión 3D al proceso de fabricación



Figura 2: Proceso tradicional de fabricación de una órtesis plantar utilizando diseño asistido por ordenador. Adaptado de [12] y [13]

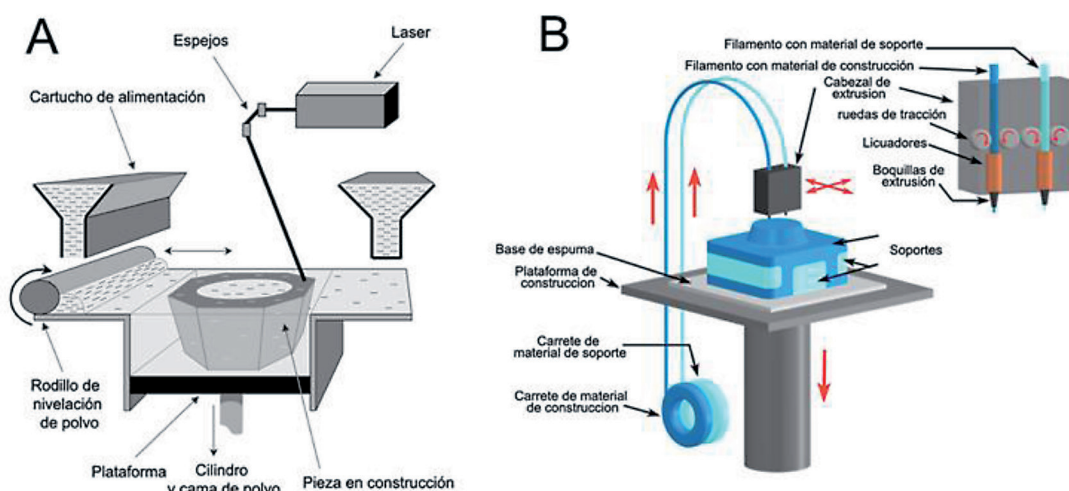


Figura 3: Esquema de las técnicas de fabricación basadas en SLS (A) y FDM (B). Adaptado de [16] y [17]

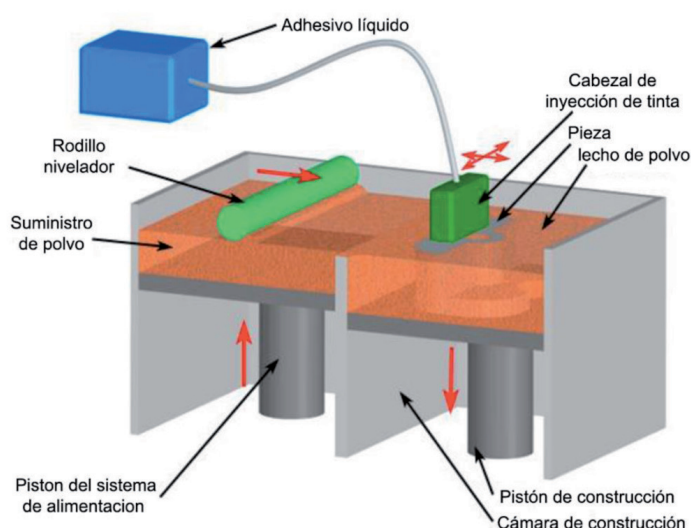


Figura 4: Diagrama de funcionamiento del proceso de impresión 3D. Adaptado de [20]

este trabajo se mejoraron a través de CAD aspectos como el sistema de ventilación, higiene y estética del dispositivo. Aunque no ha tenido resultados concluyentes que confirmen estos propósitos, los nuevos parámetros de diseño mejorarían considerablemente el confort.

1.1.2. Deposición de hilo fundido (FDM)

Comparado con SLS, el proceso de FDM utiliza un sistema de boquilla para fusionar el material termoplástico. La boquilla se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material y se mueve en las tres direcciones por toda la plataforma a través de motores o servomotores. La pieza es construida con finos hilos del material que solidifican inmediatamente después de salir de la boquilla (Figura 3b). Los materiales más comunes son los termoplásticos ABS, PC, PA y PLA. Debido a que la solidificación del material fundido

es inmediata, es posible crear productos con difícil geometría de forma casi acabada.

Tan et al. (1998) [18] utilizaron FDM para fabricar una prótesis de miembro inferior y demostraron que las características funcionales del dispositivo eran totalmente válidas, aunque el tiempo de fabricación era alto lo que imposibilitaba su uso para dispositivos que tuvieran que proporcionarse en un periodo de tiempo razonable (varios horas), como pueden ser los fijadores e inmovilizadores.

1.1.3. Impresión 3D por inyección de polímero

El proceso de impresión 3D de inyección de polímero (3DIP) es similar al proceso de SLS, pero en lugar de utilizar un láser de CO₂ para sinterizar el material en polvo, se utiliza un cabezal con un chorro de tinta de impresión que deposita un adhesivo líquido que se une al mate-

rial. La máquina de impresión 3DIP tiene dos pistones: uno para alimentar el polvo y el otro para la reducción y aumento de la cámara de construcción (figura 4). La exactitud y precisión de la impresión 3DIP es menor en comparación con la del proceso de SLS. Sin embargo, este método de fabricación es preferible debido a su bajo coste y rapidez, además de que no necesita maquinaria pesada para su funcionamiento. Estas cualidades han llevado a la impresión 3DIP a tener un papel predominante, en muchos aspectos, en la industria de prototipado. Los materiales empleados suelen ser termoplásticos y el empleo para el desarrollo de dispositivos ortoprotésicos puede ser viable dependiendo del tipo de ayuda.

1.2. TECNOLOGÍAS DE FABRICACIÓN BASADAS EN TPR APLICADAS A DISPOSITIVOS ORTOPROTÉSICOS

Varios trabajos han sido ya desarrollados utilizando TPR en el proceso de fabricación de órtesis pasivas (Figura 1). Herbert et al. (2005) [19] investigaron si este tipo de tecnología era válida para fabricar prótesis clínicamente funcionales. En este trabajo se llegó a la conclusión de que, aunque el volumen de fabricación era limitado, los pacientes estaban más cómodos con las prótesis realizadas por la impresora 3DIP (Z Corporation Z402) que con las fabricadas mediante el proceso tradicional. Sin embargo, no se estudió la resistencia de las prótesis, por lo tanto se desconoce la durabilidad del producto. Pallari et al. (2010) [21] examinaron la viabilidad de usar SLS para la fabricación de órtesis pasivas y el desarrollo de un sistema de producción en masa para ofrecer órtesis personalizadas. En el estudio de Faustini et al. (2008) [12] también se con-

Tipo de TRP	SLS	FDM	Impresión 3D (Inyección de polímero)
Modelo	spro 60 SD SLS	Dimension STT 768	Objet
Tiempo de producción (horas)	3	7	7
Precisión (mm)	±0.08	±0.24	±0.24
Volumen activo (mm)	381 x 330 x 457	203 x 203 x 305	203 x 152 x 152
Material	Duraform PA (Nylon 12)	ABS P400	ABS P430
Material consumido (g)	50,15	40	55
Coste material (€/Kg)	90	190	30

Tabla 2: Ejemplos de diferentes características técnicas y material en función de las TPR utilizada

cluyó que la técnica SLS es ideal para el proceso de fabricación de órtesis y estudió diferentes tipos de materiales que se podrían aplicar a estos dispositivos a través de estudios de elasticidad y amortiguación en bancos de ensayos. Los materiales Rilsan™ D80, seguidos de DuraForm™ PA y DuraForm™ GF mostraron mejores propiedades para soportar las grandes deformaciones que se producen durante la marcha [22]. Joshi et al. (2012) [23] compararon tres TPR diferentes (SLS, fotopolimeración por luz ultravioleta y deposición de hilo fundido) y demostraron que la técnica de SLS aportaba mejor calidad de acabado en el material sin necesidad de ningún post-procesamiento. Por otro lado, en el estudio de Roger et al. (2007) [24], se analizaron diferentes órtesis pasivas de pie (AFO) con análisis biomecánicos de la marcha y determinó que las fabricadas con SLS tenían una calidad similar que las realizadas con el método artesanal tradicional. En la tabla 2 se muestra una comparación de las diferentes TPR utilizando de ejemplo algunos de modelos utilizados en estudios y fabricación de AFOs.

1.3. NUEVOS CRITERIOS DE DISEÑO DE DISPOSITIVOS ORTOPROTÉSICOS

La mayoría de las investigaciones realizadas en este ámbito están dirigidas a aumentar el confort y la funcionalidad del dispositivo ortoprotésico. Nuevos diseños basados en la reducción de zonas de presión por contacto, optimización de la rigidez del material o realización de análisis de elementos finitos (FEM) para estudiar las deformaciones durante el movimiento, son ejemplos de avances en el diseño de estos dispositivos. Faustini et al. (2006) [25] realizaron un estudio basado en FEM para medir las zonas de mayor presión en la cuenca de una prótesis tibial y diseñar, a través de estructuras deformables (Compliant Features Structures o CFS por sus siglas en inglés), elementos para ayudar a reducir la presión en esas zonas

máximas [25]. Otro estudio, de Pallari et al. (2010) [21] también investigó el diseño de CFS en órtesis plantares para reducir determinadas zonas de carga y mejorar la distribución de la presión en la superficie de apoyo del pie.

Por otro lado, nuevos conceptos como las "líneas de no-extensión" utilizadas para el diseño de futuros trajes espaciales han sido nuevo objeto de estudio y aplicación en dispositivos ortoprotésicos [26]. Gracias al estudio de la deformación de la piel durante el movimiento, se pueden conseguir patrones de deformaciones que pueden ser posteriormente utilizados para conseguir nuevos criterios de diseño en los dispositivos ortoprotésicos. En concreto, lugares geométricos donde la piel no se deforma durante el movimiento y se pueden incorporar materiales rígidos y de soporte con el objetivo de optimizar el diseño y mejorar considerablemente el confort. La aplicación de estos conceptos permitirá fabricar dispositivos altamente adaptables a las características de cada usuario.

2. TENDENCIAS EN LA INDUSTRIA

Actualmente, la fabricación de ayudas ortoprotésicas se realiza de manera manual. Esta forma de trabajo hace que el proceso de fabricación sea largo y requiera de habilidades especiales por parte del técnico ortoprotésico para poder generar un producto de una cierta calidad que, no obstante, no está exento de provocar en el paciente rozaduras y, en general, incomodidad en el uso. Esta labor artesanal incrementa los costes de todo el proceso de producción. En este sentido las TPR tienen un gran potencial para cambiar no solo el diseño de los productos ortoprotésicos, sino también el proceso de fabricación y el perfil del especialista. En el estudio de Wagner et al. (2008) [27] se investigó el cambio de rol y habilidades necesarias del técnico ortoprotésico en el proceso

de fabricación utilizando TPR. El estudio llegó a la conclusión de que la aplicación de las TPR en los procesos de fabricación de ayudas ortoprotésicas puede causar un cambio radical en las habilidades del técnico ortoprotésico, siendo la capacidad de manejo del software CAD-CAM la más importante de todo el proceso. Wagner et al. concluyeron que las TRP no son sustitutivas del técnico, sino un complemento para incrementar la producción y la eficiencia del trabajo. La inclusión de las TPR, por tanto, puede suponer un gran impacto en el "know-how" de industria ortoprotésica actual, no obstante, su inclusión en el proceso de producción conlleva beneficios sustanciales, tanto en reducción de costes como de tiempos de fabricación.

Este cambio se está produciendo de forma paulatina debido principalmente a la inversión necesaria en equipamiento por parte del técnico. Esta inversión es tanto mayor cuanto mayor sea el tamaño de la pieza final, por ejemplo en fijadores femorales, ya que una de las limitaciones de esta tecnología son las dimensiones de fabricación de la pieza. Además, el producto resultante no está incluido en la cartera de servicios los sistemas de salud, con lo que el coste del dispositivo debe afrontarlo íntegramente el usuario final. Por último, los especialistas del ámbito de la salud muestran cierta reticencia a cambiar sus rutinas de trabajo y a la inclusión de nuevas tecnologías. Sin embargo, la irrupción en el mercado de las impresoras 3D y la continua mejora de estos dispositivos y de los materiales de impresión producirán un impulso en la implantación de esta tecnología en la industria ortoprotésica, permitiendo la reducción de costes y tiempos de fabricación. Además, la experiencia demostrada en otros campos de la salud, como la fabricación de implantes dentales hará que el sistema sanitario necesite implantar esta tecnología para reducir los tiempos de espera de los pacientes y reducir las listas de espera.

En este sentido, y siempre que el proceso de fabricación de estas ayudas se deba realizar en grandes cantidades, se deben tener en cuenta una serie de aspectos claves para que el dicho proceso se desarrolle dentro de unos patrones de calidad. Estos aspectos son: adquisición de datos antropométricos del usuario, diseño del producto, elección del material, plan y proceso de fabricación y entrega del producto, entre otros.

3. DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

El adecuado diseño y fabricación de ayudas ortoprotésicas es un factor clave para el correcto desempeño del proceso de rehabilitación. Además, la durabilidad es un aspecto esencial a tener en cuenta durante el proceso, sobre todo en dispositivos infantiles, donde las exigencias son mayores. En este sentido, las TPR tienen un papel relevante en la fabricación. Las herramientas CAD-CAM-CAE junto con la inclusión de estas técnicas de fabricación permiten obtener dispositivos totalmente personalizados y adaptados a la morfología del usuario a bajo coste. Además, las herramientas de ingeniería asistida permiten evaluar diferentes materiales de manera que se pueda mantener la funcionalidad del conjunto músculo-esquelético que se quiere rehabilitar, todo ello sin sobredimensionar la pieza. Igualmente, el uso de tecnologías de última generación hace más sencillo, rápido y cómodo el proceso de adaptación de la ayuda técnica al usuario, comparado con el proceso tradicional. Si bien es cierto que existen limitaciones en cuanto al tamaño de la pieza dadas por las dimensiones de los dispositivos actuales de fabricación, los nuevos avances en este campo junto con el abaratamiento de los materiales de impresión reducirán, por una parte, la inversión del técnico ortoprotésico en la adquisición de este equipamiento y, por otra parte, el coste del producto acabado. El continuo envejecimiento de la población y las nuevas estrategias europeas en materia de movilidad hacen de la industria ortoprotésica un mercado en auge, en el que las TPR juegan un papel importante para una rápida fabricación a menor coste de dispositivos personalizados de rehabilitación, agregando un valor añadido a estos productos.

PARA SABER MÁS

- [1] M. M. Guerrero de Mier, A., & Espinosa, "Avances en RepRap: Impresión 3D de código abierto, Dyna, 2014, vol. 88, no. 5, pp. 286-290.

- DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/5659>
- [2] T. Wohlers. Wohlers Report-3D Printing and Additive Manufacturing-State of the Industry, 2014
- [3] Proyecto. Toys-Cim. EP-23932. Application of New Technologies in the Field CAD/CAM and Rapid Prototyping within the Toys Sectors, 1999.
- [4] Lantada, Andrés Díaz; Morgado, Pilar Lafont. Rapid prototyping for biomedical engineering: current capabilities and challenges. Annual review of biomedical engineering, 2012, vol. 14, p. 73-96. doi: 10.1146/annurev-bioeng-071811-150112
- [5] Gonzalez, J. C., Olaso, J., Gil, M., Puigcerver, S., Durá, J. V., Lopez, I. FASHION-ABLE: Needs and requirements for clothing, footwear and orthotics of consumers groups with highly individualised needs. 2012, In Engineering, Technology and Innovation (ICE), 18th International ICE Conference on, IEEE, pp.1-10.
- [6] J. Evill. Cortex: Exoskeleton protecting the internal skeleton. 2013, [Online]. Disponible en: <http://www.evilldesign.com/cortex>.
- [7] C. Zuniga, J., Katsavelis, D., Peck, J., Stollberg, J., Petrykowski, M., Carson, A., & Fernandez, "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences, 2015, BMC Res. Notes, vol. 8, no. 1, p. 10,
- [8] S. Parvez, N. and Parvez, Andiamo Project. [Online]. Disponible en: <http://andiamo.io/>.
- [9] G. Delgado, J., Blasco, J. R., Portoles, L., Ferris, J., Hurtos, E., Atorrasagasti. FABIO Project: Development of innovative customized medical devices through new bioaterials and additive manufacturing technologies. 2010, Annals of DAAAM & Proceeding.
- [10] J. Woodburn. A-FootPrint Project. 2011, [Online]. Disponible en: <http://www.afootprint.eu/>.
- [11] Chevalier, Thierry L.; CHOCKALINGAM, Nachiappan. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? Gait & posture, 2012, vol. 35, no 3, p. 383-388. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.10.356
- [12] Faustini, Mario C., et al. Manufacture of passive dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2008, vol. 55, no 2, p. 784-790. DOI: 10.1109/TBME.2007.912638
- [13] J. H. Pallari. Additive Manufacturing for Medical Applications. 2013, [Online]. Available: <http://www.uk-cpi.com/wp-content/uploads/2014/01/Additive-Manufacturing-for-Medical-Applications-Case-Study.pdf>.
- [14] Hieu, L. C., et al. Medical reverse engineering applications and methods. En 2ND International Conference on Innovations, Recent Trends and Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering and New High-Tech Products Development, MECAHITECH. 2010. p. 232-246.
- [15] Schrank, Elisa S.; Stanhope, Steven J. Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework. J. Rehabil. Res. Dev, 2011, vol. 48, no 1, p. 31-42. DOI:10.1682/JRRD.2009.12.0195
- [16] S. Upcraft and R. Fletcher. The rapid prototyping technologies. 2003, Assem. Autom., vol. 23, no. 4, pp. 318-330.
- [17] CustomPartNet, "Fused Deposition Modeling." [Online]. Available: <http://www.custompartnet.com/wu/fused-deposition-modeling>.
- [18] Tan, K. C., et al. Automation of prosthetic socket design and fabrication using computer aided design/computer aided engineering and rapid prototyping techniques. En the first National Symposium of Prosthetics and Orthotics. 1998. p. 19-22.
- [19] Herbert, Nicholas, et al. A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets. Journal of rehabilitation research and development, 2005, vol. 42, no 2, p. 141.
- [20] CustomPartNet. 3D Printing. 2008; Available from: <http://www.custompartnet.com/wu/3d-printing>.
- [21] Pallari, J. H. P., et al. Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses. En Proceedings of the 21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium-An Additive Manufacturing Conference, 9-11 August 2010, Austin, Texas, USA. 2010.
- [22] Z. Czajkiewicz. Direct digital manufacturing-new product development and production technology. 2008, Econ. Organ. Enterp., vol. 2, no. 2, pp. 29-37.
- [23] Joshi, Amit, et al. Laser assisted rapid manufacturing technique for the manufacturing of functionally graded materials. En Engineering and Systems (SCES), 2012 Students Conference on. IEEE, 2012. p. 1-3. DOI: 10.1109/SCES.2012.6199074
- [24] Rogers, Bill, et al. Advanced trans-tibial socket fabrication using selective laser sintering. Prosthetics and orthotics international, 2007, vol. 31, no 1, p. 88-100.
- [25] Faustini, Mario C.; Neptune, Richard R.; Crawford, Richard H. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods. Medical engineering & physics, 2006, vol. 28, no 2, p. 114-121. doi:10.1016/j.medengphy.2005.04.019
- [26] Wessendorf, Ashley M.; Newman, Dava J. Dynamic understanding of human-skin movement and strain-field analysis. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2012, vol. 59, no 12, p. 3432-3438. DOI: 10.1109/TBME.2012.2215859.
- [27] Wagner, Helen, et al. The effects of new technology adoption on employee skills in the prosthetics profession. International journal of production research, 2008, vol. 46, no 22, p. 6461-6478.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y competitividad mediante el Proyecto DPI2012-38331-C03, co-financiado por la Unión europea a través de los Fondos Europeos de Desarrollo Regional. Los autores agradecen el soporte recibido.