



Fabricación digital directa para deportes y aplicaciones médicas: tres casos prácticos

DIRECT DIGITAL MANUFACTURING FOR SPORTS AND MEDICAL SCIENCES: THREE PRACTICAL CASES

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/7690> | Recibido: 12/06/2015 • Aceptado: 30/09/2015



Aitor Cazón-Martín, Luis Matey-Muñoz, María Isabel Rodríguez-Ferradas, Paz Morer-Camo e Itziar González-Zuazo

Tecnun-Universidad de Navarra. Paseo Manuel Lardizábal, 13 - 20018 Donostia-San Sebastián. acazon@tecnun.es

ABSTRACT

• Additive Manufacturing (AM), commonly called 3D printing, is the process of making objects layer upon layer from 3D model data in order to test design prototypes (called Rapid Prototyping), to obtain production tools (Rapid Tooling) or to build and then use that prototype as a final part in the final product (Direct Manufacturing). This paper aims to show new applications of the Direct Digital Manufacturing philosophy for sports and medical sciences. Particularly, the aim of the study is to present three case-studies that take advantage of AM so as to enable practitioners and professional players to manufacture customised 1) face masks to protect the face during sports or everyday activities, 2) foot insoles to treat foot problems and 3) shin pads to be worn by football players and shield them from shin injuries.

In every case study, prior to fabrication, anthropometric features of volunteer patients were captured by a low-cost 3D scanner and a user-friendly semi-automatic modelling procedure was developed with Rhinoceros and Grasshopper in order to model and customise several features of the three products.

The resulting virtual designs of the three products were manufactured with the help of four different AM devices while design workflow and the suitability of the physical prototypes were evaluated against volunteers and practitioners. Feedback results from practitioners and volunteers were satisfactory enough in order to consider the design tools provided as a good starting point for future developments.

Further work is still necessary in terms of improvement to the design algorithm, inclusion of new materials and test procedures to verify the physical prototypes to the final user requirements. Nevertheless, this work confirmed that the combination of existing tools of three-dimensional digitisation, user-friendly semi-automatic algorithm within a Computer Aided Design (CAD) and Additive Manufacturing can lead to a technologically feasible and cost-effective solution to improve the traditional design and manufacturing process of customised orthotic and protective devices for sports and medical sciences.

• **Keywords:** Face mask, Foot insole, Shin pads, 3D scanning, Additive Manufacturing, CAD.

RESUMEN

La Fabricación Aditiva (FA), más conocida como impresión 3D, es el proceso de fabricar objetos capa a capa a partir de un modelo 3D con el objetivo de ensayar prototipos (también llamado Prototipado Rápido), obtener utillaje de producción (Utillaje Rápido) o utilizar esos componentes en el producto final (Fabricación Digital Directa). El objetivo de este artículo es mostrar nuevas aplicaciones de la filosofía de la Fabricación Digital Directa en aplicaciones médicas y deportivas. En concreto, el objetivo de este estudio es presentar tres casos que se benefician de la FA y que permiten a los médicos y a los deportistas profesionales fabricar 1) máscaras protectoras faciales para proteger la cara durante actividades deportivas o en la vida diaria, 2) plantillas ortopédicas para tratar patologías de pie y 3) espinilleras para futbolistas profesionales que los protegerán de lesiones en la espinilla.

En cada caso, y antes de la fabricación, se escanearon las medidas antropométricas de los voluntarios con un escáner 3D de bajo coste y se desarrolló un procedimiento semiautomático con una interfaz amigable con el usuario mediante Rhinoceros y Grasshopper con el objetivo de modelizar y personalizar varias características de los tres productos.

Los diseños virtuales de los tres productos fueron fabricados con la ayuda de cuatro máquinas de FA mientras que el proceso de diseño y la idoneidad de los prototipos físicos fueron evaluados con la ayuda de voluntarios y médicos. Los resultados de la evaluación fueron satisfactorios ya que consideraron la metodología mostrada como un buen punto de inicio para futuros desarrollos.

Este trabajo ha confirmado que la combinación de las actuales herramientas de digitalización 3D junto con un algoritmo semi-automático caracterizado por una interfaz amigable dentro de una aplicación de Diseño Asistido por Ordenador (DAO) y la FA puede producir soluciones viables tanto técnicamente como económicamente para mejorar el proceso tradicional de diseño y fabricación de dispositivos protectores deportivos y ortopédicos personalizados para el deporte y las ciencias médicas. No obstante, como futuras líneas, este trabajo debe enfocarse en mejorar el diseño del algoritmo, en incluir nuevos materiales y en investigar los procedimientos de ensayo necesarios para verificar los prototipos físicos de acuerdo a los requerimientos del usuario final.

Palabras clave: Máscara facial, Plantilla de pie, Espinillera, Digitalización 3D, Fabricación Aditiva, DAO.



1. INTRODUCCIÓN

La *Fabricación Aditiva* (FA), también conocida como Impresión 3D, se define como el proceso de unir materiales -normalmente capa a capa- para construir una pieza tomando como dato de partida el modelo 3D de la misma [1]. La FA ofrece a los ingenieros de diseño y fabricación un método de fabricación libre para construir virtualmente cualquier geometría con el objetivo de ensayar prototipos de diseño (también llamado Prototipado Rápido o *Rapid Prototyping*), obtener herramientas de producción (Utillaje Rápido o *Rapid Tooling*) e incluso construir y después usar ese prototipo como componente en el producto final (Fabricación Digital Directa o *Direct Digital Manufacturing*). El concepto “*lo que ves es lo que se imprime en 3D*” se consigue en la mayoría de los casos [2]. De acuerdo a la *American Society of Testing and Materials* (ASTM), los actuales procesos de FA se dividen en siete grupos diferentes que incluyen impresoras con tecnologías capaces de producir tanto piezas hechas en material polimérico como piezas completamente metálicas. [3].

Independientemente de la tecnología, dentro de la bibliografía y desde los primeros años de la FA, muchos proyectos de investigación han tratado de explorar nuevas aplicaciones de la FA para el deporte y las ciencias médicas. Estos proyectos han intentado reemplazar las actuales prácticas manuales al fabricar férulas o dispositivos protectores por una estrategia más tecnológica usando escáneres tridimensionales para capturar los rasgos antropométricos del paciente, programas de *Diseño Asistido por Ordenador* (DAO) para modelar el dispositivo y la FA para construir el dispositivo capa a capa desde el modelo 3D. En el campo de las férulas médicas, se han estudiado las férulas para la muñeca [4, 5], para el conjunto pie-tobillo [6-8] o para el pie [9]. En el campo deportivo, los investigadores están prestando especial atención a la aplicación de la FA para Equipos de Protección Individual, donde se están desarrollando nuevas estructuras de células abiertas con gran capacidad de absorción de impacto [10].

Cuando se compara con los procesos de fabricación tradicionales, la nueva metodología presenta varias ventajas e inconvenientes. La principal ventaja es que el ajuste de la férula o del dispositivo protector al cuerpo del paciente se mejora, ya que el diseño está basado en datos precisos del escáner 3D y consecuentemente se puede entregar un producto personalizado que cumple las necesidades del paciente. Sin embargo, se necesitan mencionar varias desventajas. Aunque las tecnologías de DAO se están volviendo cada vez más populares y los médicos se muestran predispuestos a incorporar avances tecnológicos en sus trabajos que les permitan modelar un producto que se adapte a las necesidades del paciente, también encuentran que el entrenamiento y las habilidades requeridas para modelar productos personalizados en un DAO pueden ser prohibitivas en tiempo y dinero [11]. Esto conduce a una situación en la que los médicos deben confiar plenamente en modeladores externos para diseñar la férula, por lo que se debe establecer un buen canal de comunicación entre el médico y el diseñador para evitar malentendidos que podrían conducir a fallos en el diseño de la férula. Además de este inconveniente de modelado, los médicos también encuentran que las inversiones necesarias para el equipo de FA pueden ser un inconveniente. Sin embargo, este inconveniente se está convirtiendo en un problema menor, gracias a la expiración de patentes cla-

ve que han conducido a la proliferación de impresoras de bajo coste que se caracterizan por un buen compromiso entre coste y calidad final de la pieza impresa.

Este trabajo quiere confirmar que la combinación de las actuales herramientas de digitalización tridimensional, sumadas a un algoritmo semiautomático dentro de un DAO y la FA puede conducir a una solución tecnológicamente viable, fácil de ser utilizada por el médico y económicamente asequible con la que mejorar el proceso de diseño y fabricación de dispositivos ortopédicos y protectores para los deportes y las ciencias médicas. Nuestros tres casos de estudio se centraron en una máscara protectora facial, una plantilla ortopédica de pie y un conjunto de espinilleras.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

La metodología para los tres casos (máscara facial, plantilla de pie y espinillera) ha sido dividida en tres fases y está basada en un trabajo previo que analizaba la idoneidad de los dispositivos de bajo coste respecto al tiempo necesario de desarrollo y las inversiones económicas necesarias para producir máscaras protectoras faciales [12].

En cada caso, el proceso comenzó con la digitalización de la antropometría objetivo del paciente/voluntario para producir la malla virtual. El proceso de digitalización del paciente se realizó con el escáner Sense 3D de 3D Systems (Rock Hill, South California, USA). El escáner cuesta 400€ y proyecta un patrón láser sobre la geometría a escanear usando un láser de clase I. Necesita dos cámaras -una captura la geometría y la otra captura el color- y su resolución espacial es de 0,9 mm a los 0,5 metros y la precisión en profundidad es de 1 mm a la misma distancia.

Posteriormente, se creó un archivo personalizado de DAO para cada caso de estudio con el objetivo de ofrecer al médico una herramienta con la que generar y personalizar el producto basado en la antropometría virtual. Los archivos se crearon usando la aplicación de DAO Rhinoceros 5.0 y el plug-in Grasshopper (Robert McNeel & Associates, Seattle, Washington, USA). Grasshopper es una interfaz de programación gráfica ampliamente usada en el diseño arquitectónico que ayuda a los usuarios a crear geometrías paramétricas arrastrando componentes en una ventana y visualizando los resultados de modelado dentro del entorno de Rhinoceros. Para este estudio, el proceso de modelado y personalización fue programado con una interfaz amigable con el usuario en la medida de lo posible. El proceso de diseño se dividió en varios pasos semiau-

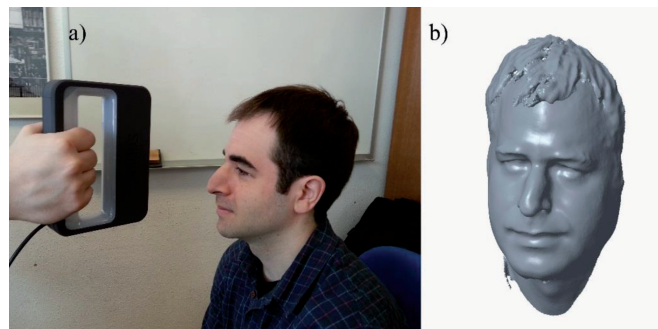


Fig. 1: Proceso de escaneado de la cara del voluntario (a) y geometría virtual de la cara tras el escaneado (b)

tomáticos, donde el usuario final (ej. médico) no tenía que dibujar ninguna geometría (puntos, curvas) sino simplemente ajustar (translación y rotación) las geometrías creadas durante la fase de programación. Estos pasos permitían, entre otros, el dimensionamiento de la férula, la creación de agujeros de ventilación, etc. Tanto la facilidad de uso como la curva de aprendizaje del programa desarrollado se evaluaron posteriormente. El proceso terminó con la fabricación de varios prototipos físicos por medio de varias tecnologías de FA.

3. MÁSCARA PROTECTORA FACIAL

3.1. PROCESO DE DIGITALIZACIÓN

Para el proceso de escaneado el voluntario se sentó en una silla mientras una segunda persona movía el escáner alrededor de su cara para capturar la superficie de la misma. Una vez escaneado, la geometría de la cara se guardó en formato Estereolitografía (STL) donde la cara quedó definida por medio de puntos y triángulos. La malla resultante tenía 127.567 vértices y 253.032 triángulos y el tamaño del archivo era de 12,35 MegaBytes. El proceso de escaneado y la malla resultante se muestran en la Fig. 1.

3.2. PROCESO DE MODELADO CON DAO

La aplicación resultante se llamó *DeMask*. *DeMask* hizo posible que el médico pudiese diseñar una máscara facial que se ajustaba perfectamente a la cara del paciente y que también facilitaba la personalización de algunos aspectos estéticos de la máscara como el número de agujeros para los ojos, el número de hebillas para las cintas de amarre y el número y forma de agujeros para ventilación (circular, elíptica, triangular, rectangular, pentagonal y hexagonal) (Fig. 2). La metodología del modelado se dividió en nueve pasos semiautomáticos [12]. Estos pasos incluyeron en el siguiente orden: la carga de la malla, la opción de mover y rotar la malla a la posición adecuada, el ajuste de las curvas base con la que generar la superficie de la máscara, la propia generación de la superficie base de la máscara, el ajuste de los bordes exteriores de la máscara, la selección del tipo de máscara, el ajuste de los agujeros para los ojos y la ventilación y, finalmente, el ajuste de los agujeros de sujeción de máscara mediante tiras de goma. Para este estudio se fabricó una máscara facial con dos agujeros para los ojos y un patrón de agujeros circulares para ventilación.

La viabilidad de *DeMask* se evaluó a través de ensayos de usabilidad con voluntarios. Nueve participantes, hombres y mujeres entre 18 y 50 años, se ofrecieron voluntarios para el ensayo. Todos ellos excepto uno sin experiencia previa en Rhinoceros y Grasshopper. Sus áreas de conocimiento eran

diferentes pero relacionadas con el campo de la ingeniería (diseño, fabricación, mecánica de fluidos, estructuras, etc.). El experimento se realizó en 90 minutos. En los primeros 30 minutos, el instructor introdujo el programa *DeMask*, explicándose las tareas a realizar paso a paso. En los segundos 30 minutos, los participantes se familiarizaron con *DeMask* e intentaron modelar una máscara ellos mismos pero con la posibilidad de preguntar al instructor cualquier duda. En los últimos 30 minutos, los voluntarios intentaron modelar una máscara nueva con la única ayuda de un video tutorial y un breve manual. Una vez finalizado, se les pidió que rellenasen un cuestionario para puntuar cada uno de los pasos. El cuestionario presentaba una escala Likert de 1 a 5 para evaluar cada uno de los pasos dentro de *DeMask*. Seis de los voluntarios fueron capaces de modelar una máscara empleando entre 10 y 20 minutos mientras que los restantes tres voluntarios completaron sus diseños en unos 30 minutos en su primer intento. Los resultados del cuestionario indicaron que todos los pasos de modelado se puntuaron por encima de 3 (Tabla I) [12]. De acuerdo a estos resultados, las puntuaciones más bajas correspondieron a las fases más difíciles del proceso, esto es, el posicionamiento de la malla y la selección de las curvas más adecuadas para definir la máscara. De acuerdo a una entrevista posterior con los participantes, estos resultados tan bajos parecieron estar relacionados con el entorno del modelado multi-ventana de Rhinoceros. Al final del cuestionario, todos los usuarios coincidieron en que habrían trabajado más rápido si se les hubiese pedido modelar la máscara de nuevo, lo que indica que *DeMask* tiene una curva de aprendizaje baja.

Respuestas de los voluntarios al cuestionario											
	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	Media	
Importar	5	4	4	4	4	3	-	5	5	4,3	
Posicionar malla	3	4	3	3	2	4	2	4	4	3,2	
Ajustar curvas	3	4	4	3	4	2	3	4	3	3,3	
Ajustar contornos	5	4	4	3	4	3	3	5	4	3,9	
Definir tipo	5	5	5	5	4	5	5	5	5	4,9	
Hebillas sujeción	4	4	5	4	4	5	5	5	5	4,6	
Agujeros ventilación	4	4	5	5	4	5	5	5	4	4,6	

Tabla 1: Respuestas del ensayo de usabilidad. De 1 (mínimo) a 5 (máximo) en una escala de 5 puntos de Likert

3.3. PROCESO DE FABRICACIÓN

El prototipo físico de la máscara facial fue fabricado usando una impresora 3D de tecnología de Deposición de Hilo Fundido o *Fused Deposition Modelling* (FDM): la HP DesignJet Color 3D (Hewlett Packard, Palo Alto, California, USA) que tiene una resolución de 254 micras entra capa y capa. La impresora usa filamentos de plástico ABS-plus de aproximadamente 1 mm de diámetro. Este filamento se calienta y después se extruye a través de una boquilla para formar cada capa de impresión. Una segunda boquilla deposita el material de



Fig. 2: Máscara con dos agujeros para los ojos y sin agujeros de ventilación (1), máscara con un único agujero para los ojos y agujeros de ventilación circulares y máscara con dos agujeros para los ojos, abierta en los extremos y con patrón circular de agujeros(c)

soporte necesario, el cual se elimina tras el proceso de impresión en una solución de agua y carbonato sódico a 75 grados centígrados durante cuatro horas. El prototipo de la máscara necesitó 13,1 horas y 58,23 centímetros cúbicos de material modelo y 56,67 centímetros cúbicos de material soporte. Tras eliminar el material soporte, la calidad superficial de la pieza se mejoró mediante abrasión con un papel de lija de grado P500 y más tarde fue pintada en negro por razones estéticas con un espray de pintura. El proceso finalizó añadiendo las dos tiras de sujeción de goma (Fig. 3). Después del proceso de fabricación, el voluntario probó el ajuste de la máscara a su cara: el ajuste era adecuado pero recomendó mejorar el contacto de la zona interior de los ojos ya que presentaba bordes afilados.

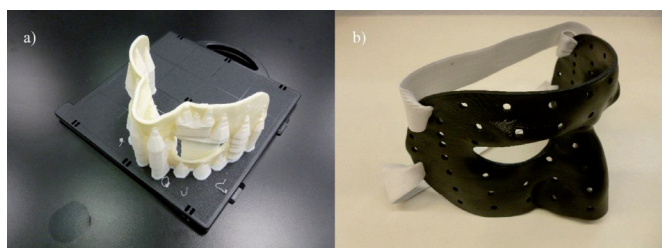


Fig. 3: Prototipo físico de la máscara facial: justo después de imprimir (a) y tras el lijado y pintado (b)

4. PLANTILLAS DE PIE

4.1. PROCESO DE DIGITALIZACIÓN

Durante el proceso de escaneado, el voluntario permaneció sentado en una mesa mientras una segunda persona ponía el pie en posición neutral agarrando el cuarto y quinto metatarsiano con su mano izquierda y poniendo la articulación subtalar en posición neutra. Al mismo tiempo, una tercera persona movía el escáner alrededor del pie y del tobillo del voluntario para capturar la superficie plantar. La geometría resultante en formato STL quedó definida por 34.174 vértices y 67.645

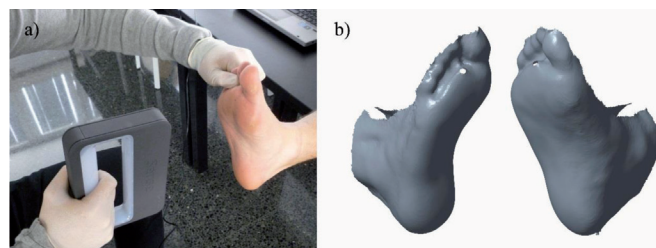


Fig. 4: Digitalización del pie del voluntario (a) y malla virtual mostrando el pie escaneado (b)

triángulos con un tamaño de archivo de 3,3 MegaBytes. El proceso de escaneado y la malla resultante se muestran en la Fig. 4.

4.2. PROCESO DE MODELADO CON DAO

El primer prototipo del programa de personalización se llamó YourInsole y fue diseñado usando nuevamente Rhinoceros y Grasshopper (Fig. 5).

YourInsole permitió al médico el diseño de plantillas ortopédicas de pie para el tratamiento de diferentes patologías como la pronación, la supinación, la metatarsalgia o el pie diabético. El programa también permitía elegir la altura de la plantilla y el número, posición y tamaño de los agujeros de ventilación. El proceso de modelado constaba de siete fases. Similarmente a la máscara facial, el médico únicamente debía ajustar o mover la geometría de referencia previamente dibujada. Estos pasos de modelado fueron: la carga de la malla, la posterior opción de mover o rotar la malla si es necesario, el ajuste de las curvas metatarsianas y del talón, la generación de la superficie base para la plantilla, la extrusión de la superficie base, la selección del tipo de plantilla deseada y, finalmente, la inserción de cuñas y agujeros para la ventilación. Para este estudio se modelaron dos plantillas para el proceso de FA: una para tratar la metatarsalgia y una segunda para un paciente diabético. La respuesta de los voluntarios durante la evaluación de usabilidad del algoritmo de la máscara facial se tuvo

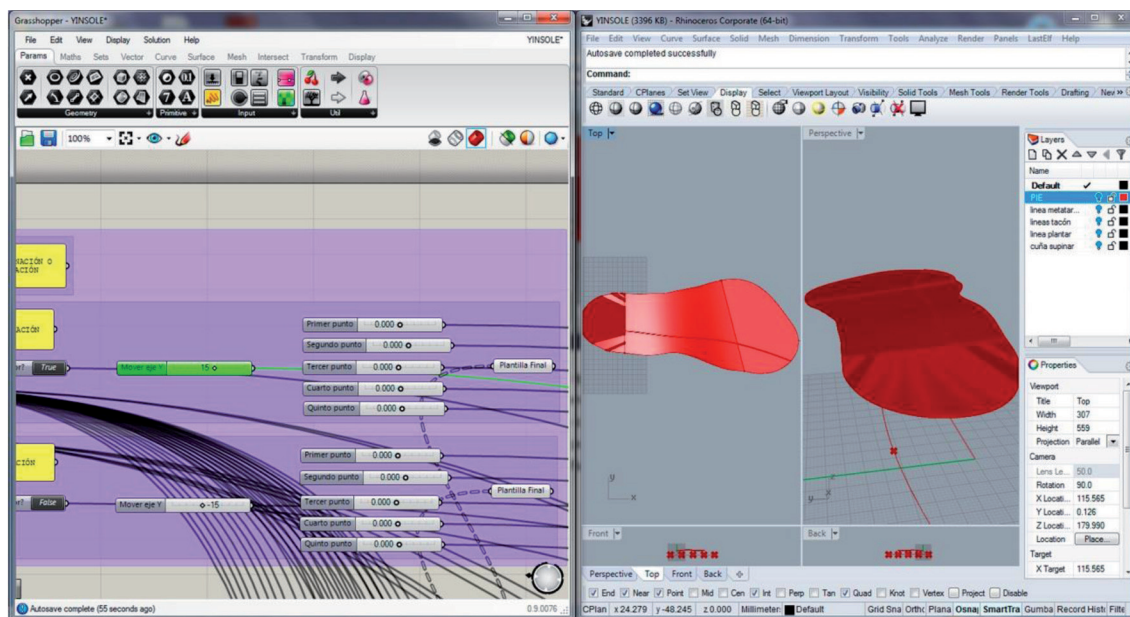


Fig. 5: Entorno de trabajo representativo en Grasshopper y Rhinoceros para el proceso de personalización de las plantillas

en consideración para mejorar la interfaz final del usuario de YourInsole. Un podólogo evaluó el programa y concluyó que era bastante sencillo tras una sesión de entrenamiento.

4.3. PROCESO DE FABRICACIÓN

El proceso de fabricación de los dos prototipos de plantilla se realizó con dos impresoras 3D. La primera fue la *Objet Connex* con tecnología Polyjet y con capacidad de impresión multi-material en la misma bandeja de impresión. La impresora Connex usa tres materiales diferentes para impresión: dos materiales modelo y un tercer material soporte para construir geometrías complicadas. La impresora usada para este proyecto fue una *Stratasys Objet Connex 2 500* (Stratasys Ltd, Minneapolis, MN, USA) que tiene una resolución de impresión de 42, 42 y 16 micras en los ejes X, Y y Z respectivamente. El prototipo de plantilla para el tratamiento de la patología metatarsial fue impresa en material rígido (ABS digital) mientras que las cuñas se hicieron de un material blando (TangoPlus). La impresora necesitó 2 horas, 22 gramos de RGD515 y 56 gramos de RGD531 para conseguir el ABS digital, 22 gramos de TangoPlus y 22 gramos de material soporte. El material soporte se eliminó en un post-procesado consistente en agua a presión (Fig. 6). Adicionalmente, una segunda impresora –la RepRap BCN3D– se usó para fabricar una plantilla completamente blanda especialmente indicada para pacientes diabéticos. La RepRap BCN3D es una impresora de bajo coste desarrollada por la Fundació CIM (Fundacio CIM, Barcelona, España). Tiene un único extrusor que trabaja con un material blando llamado FilaFlex desarrollado por Recreus (Recreus, Elda, Alicante, España). Para fabricar la plantilla para el paciente diabético, la impresora necesitó 10 horas y 22,5 centímetros cúbicos del material transparente FilaFlex (Fig. 6).

El mismo podólogo evaluó los dos prototipos y concluyó que la posibilidad de combinar automáticamente en la misma plantilla materiales duros y blandos es muy prometedora. Además, estuvo incluso más interesada en fabricar no solo plantillas rígidas sino también plantillas blandas con dispositivos de FA de bajo coste.

5. ESPINILLERAS

Para este estudio se designó a un futbolista profesional como sujeto de pruebas. El voluntario es un delantero que juega en la primera división de la liga española. Es un futbolista muy talentoso con una larga trayectoria profesional, lo que le hace ser el voluntario idóneo para conseguir una respuesta adecuada sobre la nueva estrategia de diseño.

5.1. PROCESO DE DIGITALIZACIÓN

Para el proceso de escaneado, el voluntario permaneció de pie durante unos segundos mientras el técnico movía el escáner para capturar la geometría de ambas piernas. La geometría en formato STL tenía 89.853 puntos y 178.394 triángulo mientras que el tamaño del archivo fue de 8,77 MegaBytes. El proceso de escaneado y la malla resultante se muestran en la Fig. 7.

5.2. PROCESO DE MODELADO CON DAO

Antes de comenzar con el proceso de modelado, se llevó a cabo una reunión con el jugador para decidir cuáles debían ser

los bordes de las espinilleras. Durante esta primera reunión, que tuvo lugar durante el proceso de escaneado, el voluntario informó que quería una espinillera completa, extendiéndose desde la región inferior de la rodilla hasta la región superior del tobillo. El borde lateral exterior debía llegar hasta la mitad de la pierna mientras que el borde lateral interior debía acabar antes de la mitad de la pierna. Después de esta primera reunión, se dibujaron varios conceptos y se presentaron al futbolista para una segunda reunión. Estos diseños conceptuales mostraban algunos bocetos de espinilleras que eran diferentes únicamente en el posicionamiento de las cuatro curvas frontera (numeradas del 1 al 4) que definían la espinillera. El jugador trabajó conjuntamente con el equipo de diseño para ajustar la posición de dichas curvas. Posteriormente, las espinilleras se diseñaron manualmente en Rhinoceros con el objetivo de entender el flujo de modelado necesario para el futuro diseño del algoritmo semiautomático (Fig. 8). Se dejó una distancia de 3mm entre la espinillera y la pierna para tener en consideración la espuma absorbente que tenía que ir colocada en el interior de la superficie de la espinillera.

5.3. PROCESO DE FABRICACIÓN

El prototipo físico de la espinillera derecha se fabricó usando una impresora Fortus 400mc con tecnología FDM (Stratasys Ltd, Minneapolis, MN, USA). Se imprimió con material ULTEM 9085 y con una resolución de 0,254 mm. El

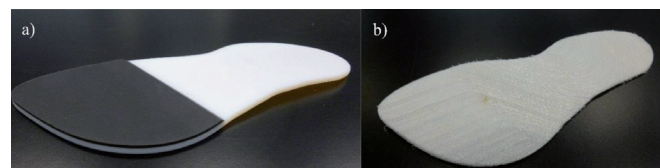


Fig. 6: Prototipos físicos de las plantillas: para la metatarsalgia (a) y para el pie diabético (b)

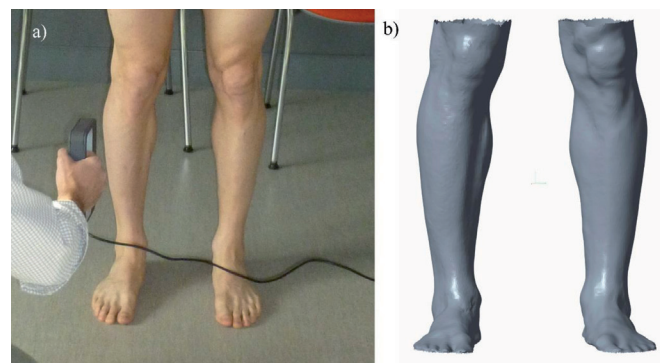


Fig. 7: Proceso de digitalización de las piernas del voluntario (a) y las piernas virtuales tras el escaneado (b)

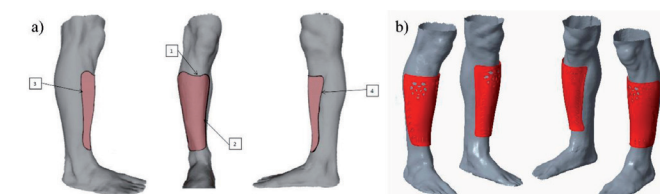


Fig. 8: Uno de los conceptos iniciales con las 4 curvas delimitando los bordes de la espinillera (a) y diseño final seleccionado de la espinillera (b)

prototipo resultante necesitó 21 horas y 112,24 centímetros cúbicos de material modelo y 77,99 centímetros cúbicos de material soporte. Después de eliminar el material soporte, la superficie final se mejoró usando papel de lija. Finalmente se añadió la espuma de 3mm a la superficie interior de la espinillera (Fig. 9).

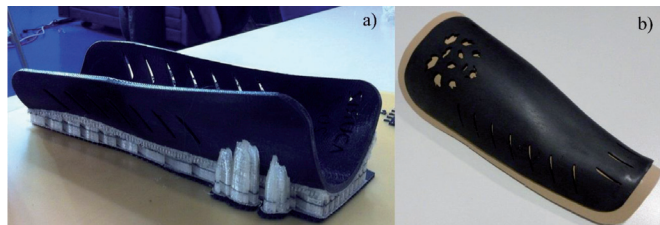


Fig. 9: Prototipo físico de la espinillera: nada más finalizar el proceso de impresión (a) y después del lijado y pintado (b)

Después de la fabricación del prototipo, el equipo de diseño concertó una cita con el jugador con el objetivo de obtener su opinión sobre la espinillera personalizada (Fig. 10). En términos de ajuste, la espinillera no se ajustó perfectamente a su pierna ya que la distancia inicial considerada para tener en cuenta la espuma interior fue excesiva. El jugador comentó que el espesor de la espinillera de 2,5 mm era el adecuado y que el peso también era muy similar a las actuales espinilleras de fibra de carbono que utilizaba (120 gramos). Desde el punto de vista de diseño, le hubiese gustado más protección en la región interior de la pierna y un patrón de microagujeros de ventilación para minimizar la sudoración.



Fig. 10: Ensayo de usabilidad con el futbolista

6. DISCUSIÓN

Este estudio ha mostrado tres casos cotidianos donde la FA, junto con una metodología de modelado eficiente, puede convertirse en una estrategia alternativa al actual proceso de diseño y fabricación de dispositivos médicos y deportivos. Sin embargo todavía es necesario llevar a cabo más trabajo en cada uno de los casos para verificar que las técnicas y metodologías presentadas pueden llegar a ser soluciones reales.

Con respecto a la máscara facial, los resultados de usabilidad del algoritmo de diseño semiautomático fueron bastante buenos de acuerdo a las respuestas de los voluntarios. Sin embargo, todos ellos tenían experiencia ingenieril y no eran profesionales médicos. Respecto a la resistencia mecá-

nica, no hemos realizado ningún ensayo físico que compare una máscara hecha de policarbonato siguiendo las técnicas tradicionales frente a una máscara hecha vía FA con una impresora 3D. Es de suponer que, si las dos máscaras tienen la misma geometría, los resultados deberían ser cercanos ya que el módulo elástico del policarbonato y del plástico ABS son muy similares. Estos ensayos físicos también verificarían si el comportamiento anisotrópico de las piezas impresas en FDM es relevante respecto al objetivo final de protección esperado de la máscara.

Con respecto a las plantillas, el algoritmo de diseño desarrollado no fue evaluado por ningún usuario, no solo porque la idoneidad de un algoritmo similar ya fue evaluada con la máscara facial, sino porque también el número de pasos necesarios para crear la plantilla fueron menores en número y, también, cada uno de éstos menos complejos. Además, los prototipos impresos de las plantillas no fueron evaluados con ningún paciente ya que la persona que se ofreció voluntaria para el proceso de escaneado no tenía ninguna patología. La única respuesta que tuvimos respecto a la idoneidad de los prototipos vino de una experta, en este caso una podóloga, pero creemos que su opinión es suficiente para validar o rechazar la validez de las plantillas. No obstante, sería recomendable realizar un proceso de evaluación similar al seguido con la máscara facial para verificar esta hipótesis. Finalmente hemos corroborado que las impresoras más caras no son la única alternativa para imprimir plantillas flexibles: una impresora 3D de bajo coste es capaz de imprimir plantillas blandas indicadas para pacientes diabéticos.

Respecto a las espinilleras, la metodología que seguimos fue la misma que con los dos otros casos. Sin embargo, no fuimos capaces de terminar el algoritmo de diseño a tiempo para este artículo. Creemos que este pequeño inconveniente es un asunto menor, ya que con la experiencia obtenida en los otros dos casos seremos capaces de crear una versión final de programa que permitirá a los futbolistas junto con los médicos del equipo la personalización de espinilleras. Por otro lado, gracias a la interacción con el jugador nos dimos cuenta de lo importante que es la espinillera para un futbolista: el ajuste, el peso, la resistencia, etc. tienen que ser concienzudamente estudiadas. Algunos de estos problemas clave fueron probados con el futbolista, pero otros no, especialmente aquellos relacionados con la resistencia de las espinilleras. La FIFA (Fédération Internationale de Football Association) es el órgano internacional que regula todos los aspectos del fútbol. En el informe 'Laws of the game', la FIFA dice que todo jugador debe llevar espinilleras que protejan sus espinillas mientras juegan. Los fabricantes de espinilleras actualmente disponibles en las tiendas aseguran esa adecuada protección por medio de ensayos físicos bajo la normativa British Standard 13061 [13]. En este artículo no hemos realizado ningún ensayo siguiendo dicha regulación así que sería necesario algo de trabajo adicional para verificar si, por ejemplo, los materiales de FA o la anisotropía implícita en el proceso FA son candidatos adecuados para las espinilleras. En la misma línea deberían ser investigados nuevos diseños innovadores que tengan relación con estructuras abiertas, como los sugeridos por Brennan-Craddock et al. [10], o con nuevos materiales no Newtonianos.

Aparte del punto de vista técnico, otros factores merecen ser discutidos para explicar los beneficios de esta estrategia tecnológica frente a los métodos tradicionales. Desde el punto de vista económico, y con respecto a la máscara facial, Cazon et al. [12] demostraron que los actuales escáneres e impresoras 3D de bajo coste hacen esta estrategia viable ya que es dos tercios más barata que la aproximación tradicional. Con respecto a los otros dos casos, no se ha hecho un estudio similar. Sin embargo se debería esperar un resultado análogo ya que el mayor impacto económico en el proceso tradicional recae en las horas de operario y como se ha visto estas horas son mínimas con la estrategia más tecnológica. Sin embargo aunque la reducción de coste es clara, no es tan evidente decidir cuál es el mejor modelo de negocio. Pensamos que la adquisición de un escáner de bajo coste no implica ningún problema para cualquier profesional médico (400€), ni tampoco su facilidad de uso. Con respecto al componente de FA, las cosas son distintas. Nuevamente, el médico puede comprar su propia impresora 3D de bajo coste (1000€) y, en ese caso, sería capaz de fabricar sus propios prototipos para el cliente después de unas sesiones de entrenamiento. Sin embargo hay una segunda posibilidad que cada médico debe explorar: subir la férula o dispositivo deportivo a alguno de los distintos servicios online de impresión 3D. Esta última opción ofrecería al médico la posibilidad de imprimir su diseño con diferentes tecnologías con una buena relación entre calidad y coste. Con respecto al tiempo, la nueva estrategia se enfrenta con el elevado tiempo requerido en el proceso de FA (21 horas para las espinilleras), ya que el escaneado y el tiempo de modelado son mínimos. Esta desventaja se minimizará en un futuro, ya que los fabricantes de impresoras 3D reconocen esta desventaja asociada a

las tecnologías actuales y están trabajando duro en este asunto, prometiendo mejores velocidades de impresión (HP espera valores de hasta 10 veces más rápido). Desde el punto de vista del paciente, esta nueva estrategia presenta dos puntos fuertes. Primero, el paciente va a conseguir una férula altamente personalizada que ha sido diseñada en un periodo de tiempo corto por el propio médico y que se ajusta perfectamente a su cuerpo. Segundo, es un proceso que presenta menos inconvenientes para el paciente: el proceso de conseguir sus rasgos antropométricos no solo es más limpio (sin alginato, sin yeso, etc.) sino también más rápido (solo unos cinco minutos para el proceso de escaneado).

Concluyendo, se han presentado tres casos prácticos que han confirmado que la combinación de las herramientas actuales de digitalización y FA junto con una estrategia de modelado eficiente, son una solución real para conseguir dispositivos ortopédicos personalizados en el campo médico y deportivo.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren expresar su agradecimiento al Dr. Luis Naval, responsable del Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial de la Clínica Universidad de Navarra por su ayuda y consejos a la hora de diseñar la máscara. También ha sido apreciada la ayuda de uno de los equipo de 1ª División de la liga española, en especial al jefe de los servicios médicos y al delantero que se ofreció voluntario para el proyecto de la espinillera. Gracias a Amadeo Corrius e Ibón Lopez de Pixel Sistemas S.L. por fabricar la espinillera y la plantilla multi-material.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Caulfield B, McHugh P E, and Lohfeld S, "Dependence of mechanical properties of polyamide components on build parameters in the SLS process". *Journal of Materials Processing Technology*, 2007. Vol. 182: p. 477-488 DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2006.09.007>.
- [2] Gibson I, Rosen D W, and Stucker B, "Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing". 2010, New York: Springer. 462.
- [3] American Society for Testing and Materials International, "ASTM F2792 - 12a Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies", 2012.
- [4] Palousek D, Rosicky J, Koutny D, et al., "Pilot study of the wrist orthosis design process". *Rapid Prototyping Journal*, 2014. Vol. 20(1): p. 27-32 DOI: <http://dx.doi.org/10.1108/RPJ-03-2012-0027>.
- [5] Paterson A, Bibb R, and Campbell R. "Evaluation of a digitized splinting approach with multiple-material functionality using additive manufacturing technologies". in 23rd Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference. 2012. Austin, Texas, USA: p. 656-672.
- [6] Faustini M C, Neptune R R, Crawford R H, et al., "Manufacture of Passive Dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008. Vol. 55(2): p. 784-790 DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2007.912638>.
- [7] Mavroidis C, Ranky R G, Sivak M L, et al., "Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2011. Vol. 2(1) DOI: <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-8-1>.
- [8] Pallari J H, Dalgarno K W, and Woodburn J, "Mass customization of foot orthoses for rheumatoid arthritis using selective laser sintering". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010. Vol. 57(7): p. 1750-1756 DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2010.2044178>.
- [9] Salles A S and Gyia D E, "An evaluation of personalised insoles developed using additive manufacturing". *Journal of Sports Sciences*, 2013. Vol. 31(4): p. 442-450 DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2012.736629>.
- [10] Brennan-Craddock J, Brackett D, Wildman R, et al. "The design of impact absorbing structures for additive manufacture". in *Modern Practice in Stress and Vibration Analysis 2012 (MPSVA)*. 2012. 382 p. 012042.
- [11] Paterson A M J, "Digitisation of the splinting process: exploration and evaluation of a Computer Aided Design approach to support Additive Manufacture", in PhD thesis at Loughborough Design School 2013, Loughborough University. p. 259.
- [12] Cazon A, Aizpurua J, Paterson A, et al., "Customised design and manufacture of protective face masks combining a practitioner-friendly modelling approach and low-cost devices for digitising and additive manufacturing". *Virtual and Physical Prototyping*, 2014. Vol. 9(4): p. 251-261 DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/17452759.2014.958648>.
- [13] British Standard, "Protective clothing — Shin guards for association football players— Requirements and test methods", 2009.