

Desarrollo metodológico de férulas ortopédicas personalizadas mediante fabricación aditiva de bajo coste

Methodological development of personalized orthopedic splints through low-cost additive manufacturing

■■■■
Pablo Bordón-Pérez¹, Alberto Cuadrado-Hernández¹, Rubén Paz-Hernández¹, Álvaro Navarro-González¹, Mario Monzón-Verona¹, Yamilet Rivero-López¹, Joshua García-Montagut¹, Alejandro Yáñez-Santana¹, Juan Ruiz-Alzola²

¹ Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (España)

² Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas y Sanitarias (España)

DOI: <https://doi.org/10.52152/11081>

1. INTRODUCCIÓN

Las férulas ortopédicas de material rígido siguen siendo los dispositivos más habituales para tratar fracturas o incluso luxaciones graves. Estos elementos permiten la inmovilización de la zona lesionada asegurando la cicatrización, la recuperación de los tejidos o la correcta corrección de las estructuras óseas para recuperar progresivamente la movilidad. Además, son útiles para tratar afecciones articulares como artritis, lesiones musculares, parálisis, etc. [1].

La clasificación general de las férulas se divide en tres tipos principales: férulas inmovilizadoras, férulas movilizadoras y férulas restrictivas [2,3]. Las primeras corresponden a la herramienta ortopédica más utilizada, la más sencilla de fabricar y colocar en diversos tratamientos médicos con el objetivo de impedir el movimiento de las articulaciones de la zona afectada o estabilizar completamente la estructura, dependiendo de si la férula inmovilizadora es articulada o no [4]. Los otros tipos de férulas tienen como objetivo conseguir el movimiento o evitar el movimiento articular en alguna dirección, proporcionando estabilidad articular [5].

Los materiales utilizados para la fabricación de férulas son muy variados: polímeros, metales, yeso o fibra de vidrio, entre otros. Además, dependiendo de su aplicación o del tipo de lesión que se trate, es posible utilizar férulas prefabricadas de

diferentes tamaños o se pueden moldear a medida. Sin embargo, el material más común para fabricar férulas inmovilizadoras es la escayola [6,7]. Este tipo de inmovilización, ampliamente adoptado debido a su bajo coste y a la facilidad de obtención del material, presenta numerosos inconvenientes que afectan directamente al paciente. Entre ellos se encuentran la limitada resistencia al agua, la mínima transpirabilidad, el peso considerable, el acceso limitado a la zona inmovilizada, la dificultad de limpieza y la posibilidad de lesiones cutáneas por fricción o contacto, entre otros [8,9].

Por otro lado, la fabricación aditiva (FA) ha abierto un amplio abanico de posibilidades en la fabricación de piezas y componentes en cualquier campo, al permitir la creación de modelos físicos mediante la adición sucesiva de capas de material a partir de un modelo 3D [10]. La FA está permitiendo la producción de geometrías muy complejas, personalizadas y económicamente competitivas, cuestiones que antes eran inviables [11,12]. Hay muchos ejemplos de avances en el ámbito médico, como la creación de prótesis personalizadas [13], biomodelos para la preparación quirúrgica asistida [14], la bioimpresión para cultivos celulares, scaffolds o fabricación de tejidos [15], fabricación de instrumentos quirúrgicos [16] o modelos para la formación de estudiantes y profesionales [17,18].

Otra aplicación de la FA en la creación de modelos médicos personalizados es la fabricación de férulas. Diversos estudios han analizado el uso de férulas de escayola convencionales y prefabricadas. Boutis et al. [19] encontraron la misma eficacia médica en ambos métodos en un estudio realizado en niños de 5 a 12 años, pero con una preferencia significativa por el uso de la férula prefabricada debido a la satisfacción y comodidad frente a la férula

de escayola convencional. Otros autores, como Paterson et al. [20], han desarrollado propuestas de software CAD específico para el diseño de férulas y su fabricación mediante impresión 3D. Sin embargo, a pesar de observar beneficios en este desarrollo, se observaron importantes limitaciones derivadas del software. Jianyou Li et al. [21], también desarrollaron una herramienta de modelado programable para el diseño semiautomático de modelos de férulas, que permite a los médicos con pocos conocimientos de CAD llevar a cabo el proceso de diseño de forma eficiente. Sin embargo, se requiere el uso de software comercial de pago. Además, Cazon et al. [22] analizaron mecánicamente férulas prefabricadas tradicionales, como las utilizadas por Boutis et al. [19], con los diseños obtenidos por el método desarrollado por Paterson et al. [20]. La comparación de las deformaciones y tensiones generadas demostró que la férula obtenida mediante fabricación aditiva igualaba o incluso superaba a las tradicionales, validando así la fabricación aditiva como un método viable. Yan et al. [23] también propusieron un método para la obtención de férulas a partir de un diseño optimizado mediante métodos computacionales de elementos finitos y fabricación aditiva, manteniendo desplazamientos máximos inferiores a 2,5 mm, requisito médico de inmovilización establecido por algunos autores.

A pesar de existir un amplio estado del arte, la mayoría de los trabajos realizados hasta la fecha se centran en el desarrollo de férulas de forma parcial, sin considerar todos los aspectos necesarios desde una perspectiva médica completa, ni en un entorno de bajos recursos económicos como el propuesto en el presente trabajo. Blaya et al. [24] y Sponchiado et al. [25], por ejemplo, analizaron la fase de diseño general de una férula mediante el uso de diferente software de pago sin tener en cuenta las necesidades mecánicas necesarias de la férula, y requiriendo conocimientos avanzados de uso de software de diseño. De forma similar, Jianyou Li et al. [26] no analizaron ningún tipo de comportamiento mecánico o deformación y también utilizaron software comercial. En cualquier caso, y a pesar de la ausencia en muchos de estos estudios del análisis resistente o de inmovilización de las fé-

reglas obtenidas, algunos estudios clínicos han validado la idoneidad de las férulas impresas en pacientes con fracturas reales, con resultados satisfactorios [27] o los estudios de Chen et al. [28] donde además de la validación, se analizaron diferentes situaciones de alta carga con métodos de elementos finitos junto con el análisis detallado de la interacción de dichas fuerzas con los huesos de la cara interna del brazo.

Por ello, el uso de tecnologías CAD y de fabricación aditiva permite producir férulas inmovilizadoras con mejores prestaciones que las convencionales, como alta transpirabilidad (a través de orificios superficiales), impermeabilidad del material, máxima personalización, bajo coste de fabricación, mayor satisfacción del paciente, posibilidad de control visual y acceso a patologías superficiales, o incluso la posibilidad de colocar electrodos en la zona de la fractura para una rehabilitación personalizada [29,30]. Sin embargo, las metodologías existentes para el desarrollo de estas férulas están limitadas principalmente por el uso de software comercial no libre y la necesidad de sistemas de escaneo de alto coste. Estos dos factores, combinados con la falta de una metodología sistemática clara, restringen significativamente el acceso al desarrollo de férulas mediante FA, especialmente en áreas con mayores limitaciones en tecnología digital y recursos financieros.

En este estudio se propone una metodología sistemática para el diseño y fabricación de férulas ortopédicas inmovilizadoras utilizando software y tecnologías de libre acceso o bajo coste, de forma que sea accesible incluso en zonas o comunidades con recursos económicos limitados. El proceso abarca desde la fase de escaneo y digitalización de la extremidad a inmovilizar hasta la realización de la férula mediante FA.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

MÉTODO DE ESCANEADO

La aplicación de escaneo Ethan Makes 3D Scanner (EM3D, desarrollada por Brawny Lads Software, LLC.) fue seleccionada entre varias opciones de escaneo de bajo coste debido a su razonable calidad de escaneo, facilidad de uso y bajo coste (7,99 euros para escanear y exportar la opción de modelo STL. Precio correspondiente a 2023). Esta aplicación está diseñada para dispositivos móviles iPhone (Apple, Inc) equipados con una cámara TrueDepth (modelos de la versión 11 o superior).

MATERIAL DE IMPRESIÓN 3D

Se utilizó filamento de ácido poliláctico (PLA) de Smart Materials 3D, con un diámetro de 1,75 mm. La elección de este material se justifica por las numerosas

ventajas que ofrece como su biocompatibilidad, bajo coste, dureza adecuada, resistencia al impacto, rigidez y resistencia a la torsión.

Las propiedades mecánicas reales del PLA utilizado en la fabricación de las férulas se obtuvieron mediante ensayos de flexión de acuerdo con la norma UNE-EN ISO 178:2019 utilizando una máquina de ensayo LY-1065 (Dongguan Liyi Test Equipment Co. Ltd., Dongguan, China). Para ello, se fabricaron 5 probetas de ensayo mediante impresión 3D. Se ensayaron con una distancia de apoyo de 64 mm y una velocidad de carga de 10 mm/min hasta la rotura.

Los resultados medios del módulo de elasticidad y la tensión en el límite elástico de las cinco probetas de PLA sometidas a flexión fueron de 2,744 MPa y 83,72 MPa, respectivamente. Estos valores se utilizaron como datos del material en las simulaciones mecánicas. En cuanto a la relación de Poisson, se fijó un valor de 0,36 basándose en referencias de otros estudios [31].

MÉTODO DE FABRICACIÓN ADITIVA

Para el método de fabricación aditiva se eligieron equipos de impresión 3D que utilizan la tecnología de extrusión de materiales. Se utilizaron dos tecnologías de impresión de bajo coste para reducir los tiempos de desarrollo de la metodología y realizar las diferentes pruebas de impresión necesarias. Se utilizaron una máquina Anycubic i3 Mega S (Hongkong Anycubic Technology Co., Ltd.) y una impresora 3D Atom (Taiwán, Dayi Innovation Co., Ltd.).

Los principales parámetros de impresión utilizados fueron un diámetro de boquilla de 0,6 mm, una altura de capa de 0,2 mm, una temperatura del lecho de 60 °C, una temperatura de impresión de 210 °C, un relleno rectilíneo del 100% y una velocidad de impresión de 50 mm/s.

METODOLOGÍA GENERAL DE MODELIZACIÓN DE FÉRULAS

Para el modelado de la férula, utilizando el archivo escaneado, se empleó el software de procesamiento de mallas Autodesk Meshmixer (2017 Autodesk Inc., versión 3.5). La elección del software se justifica por ser gratuito, tener una curva de aprendizaje rápida, procesar las operaciones de malla de forma excelente y disponer de todas las opciones necesarias para conseguir un resultado satisfactorio sin elevados requerimientos computacionales. Estos factores apoyan el desarrollo de una metodología sencilla, eficaz y económicamente accesible.

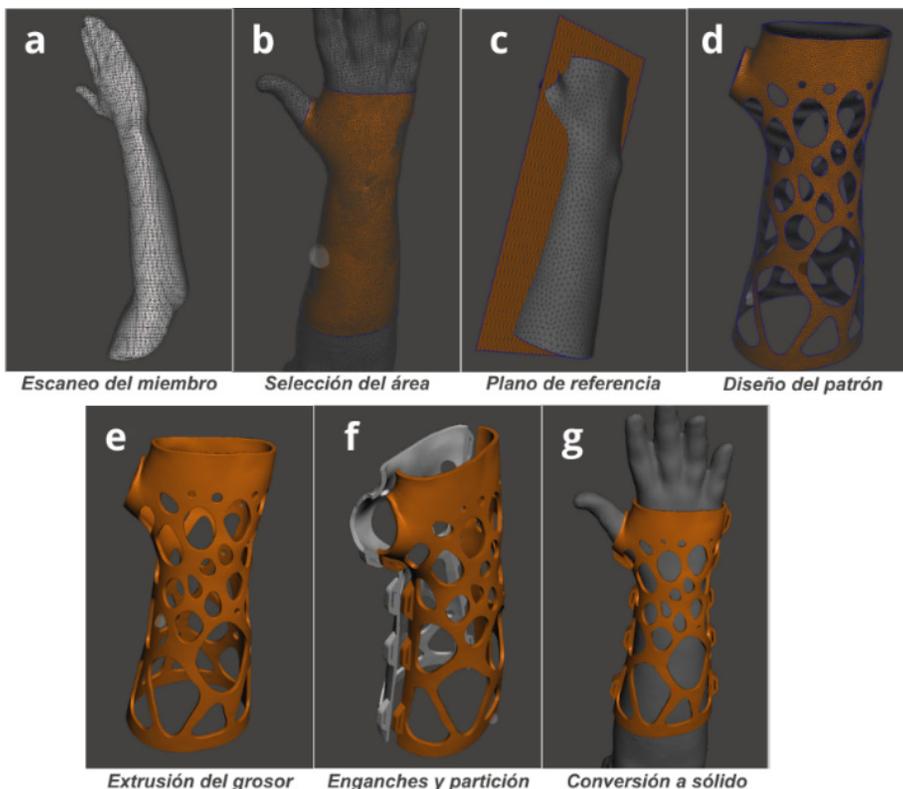


Figura 1: Proceso de diseño de la férula en Meshmixer: a) escaneo de la extremidad, b) selección del área de trabajo, c) plano de referencia, d) patrón de aligeramiento, e) extrusión del espesor, f) partición del modelo y g) conversión del sólido.

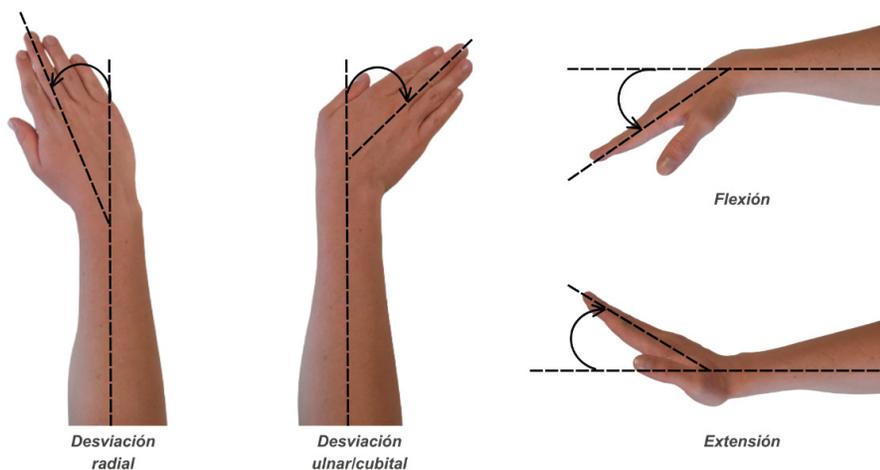


Figura 2: Principales movimientos de la articulación de la muñeca.

La metodología general de diseño de la férula comienza con la importación del archivo STL al software tras escanear la extremidad (Figura 1a). Se selecciona la zona que se inmovilizará con el diseño de la férula (Figura 1b) y se realiza una operación de "extracción" de 1 mm para proporcionar un espacio libre mínimo a la férula.

A continuación, se obtiene el área de trabajo seleccionada (Figura 1b, área de color naranja) como un nuevo objeto dentro del archivo, junto con la malla obtenida del escaneado (Figura 1b, área de color gris oscuro). A continuación, se genera un plano de partición mediante la operación "primitivas-añadir plano" como referencia para las operaciones posteriores (Figura 1c).

Posteriormente, se realiza la operación de remallado superficial "remesh" (0% de densidad) sobre la zona de la férula para mejorar su calidad y evitar futuros errores de mallado. Sobre esta nueva malla se diseña el patrón de aligeramiento superficial deseado (Figura 1d) según las consideraciones establecidas por esta metodología, que determina zonas de mayor o menor aligeramiento, entre otros factores. El modelado continúa con la operación

de "extrusión" hacia el exterior desde la superficie generada (ya aligerada) hasta el espesor deseado (Figura 1e). Tras añadir los elementos de fijación deseados, la férula se divide en dos partes mediante la operación "corte plano" (opciones "slice both" y "remesh fill") (Figura 1f). Por último, la malla se convierte en un elemento sólido (Figura 1g), y las dos partes se exportan como archivos en formato STL para su posterior fabricación.

ANÁLISIS MECÁNICO DE LAS FÉRULAS

Con el fin de establecer criterios de diseño que aseguren la funcionalidad terapéutica de la férula, se ha analizado su comportamiento mecánico en función de las dos variables geométricas más relevantes: el grosor total de la férula y el patrón de aligeramiento de sus superficies.

En cuanto al grosor, los valores elevados garantizan las prestaciones mecánicas, pero aumentan los plazos y los costes de fabricación, así como el peso y el volumen de la férula. Por el contrario, espesores reducidos pueden comprometer la rigidez mecánica de las férulas y, por tanto, su funcionalidad médica. Para establecer un criterio general sobre el grosor adecua-

do se llevaron a cabo dos fases de análisis. En la primera fase se fabricaron férulas de diferentes espesores uniformes en PLA, con un 50% de relleno interior (infill) (para reducir tiempos y costes de fabricación) y sin aligeramiento superficial. Las pruebas consistieron en la fijación y utilización real de la férula fabricada reproduciendo los diferentes movimientos de la mano y situaciones cotidianas de su uso. Estas pruebas preliminares permitieron realizar un análisis cualitativo, mostrando un comportamiento mecánico claramente deficiente en espesores inferiores a 3 mm (roturas y deformaciones bajo cargas ligeras) y una elevada rigidez cuando los espesores superaban los 5 mm (sin roturas ni deformaciones bajo cargas elevadas).

En una segunda etapa, a partir de los resultados obtenidos en las pruebas preliminares cualitativas, se realizaron simulaciones mecánicas mediante métodos de elementos finitos para férulas de 3 y 5 mm utilizando el software SolidWorks 2016 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation). Las férulas se diseñaron con espesores sólidos y uniformes en toda su geometría y sin patrones de aligeramiento superficial. Este análisis proporciona el perfil de tensiones fundamental para diseñar patrones de aligeramiento superficial.

Las simulaciones mecánicas se modelaron basándose en los principales movimientos de la articulación de la muñeca que se desea restringir en un caso clínico de inmovilización (Figura 2). La desviación radial corresponde al movimiento de la muñeca hacia el pulgar, mientras que la desviación cubital se mueve en la dirección opuesta, desde la muñeca hacia el dedo meñique. Los otros dos movimientos principales corresponden a la flexión y la extensión, en los que la muñeca rota hacia dentro y hacia fuera del antebrazo, respectivamente. La realización de estos movimientos puede generar diferentes tipos y rangos de fuerza que, en cualquier caso, deben ser restringidos mediante férulas de inmovilización. La Tabla 1 recoge los valores de fuerza generados en cada movimiento obtenidos como valores medios de fuerza calculados en los estudios de Cazon et al. [22] y Yan et al. [23].

Para modelar las superficies sobre las que se aplican las fuerzas se realizaron

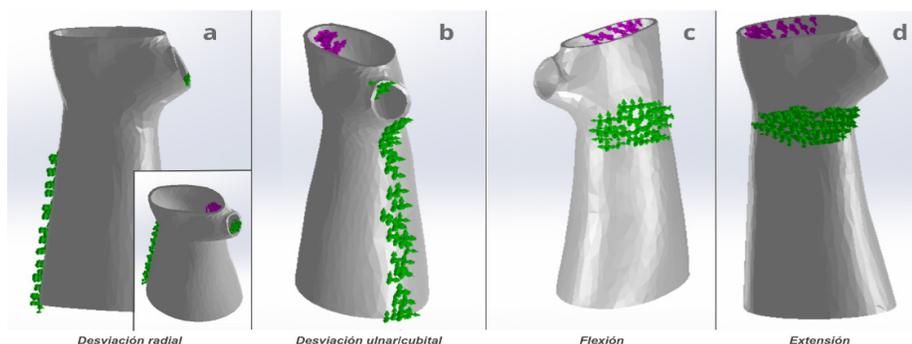


Figura 3: Condiciones de las cargas (flechas en violeta) y restricciones (flechas en verde) establecidas en las simulaciones mecánicas para cada movimiento básico.

Movimiento	Fuerza (N)
Desviación radial	62.36
Desviación cubital	48.54
Flexión	73.75
Extensión	38.08

Tabla 1: Fuerzas ejercidas en función del movimiento de la articulación de la muñeca.

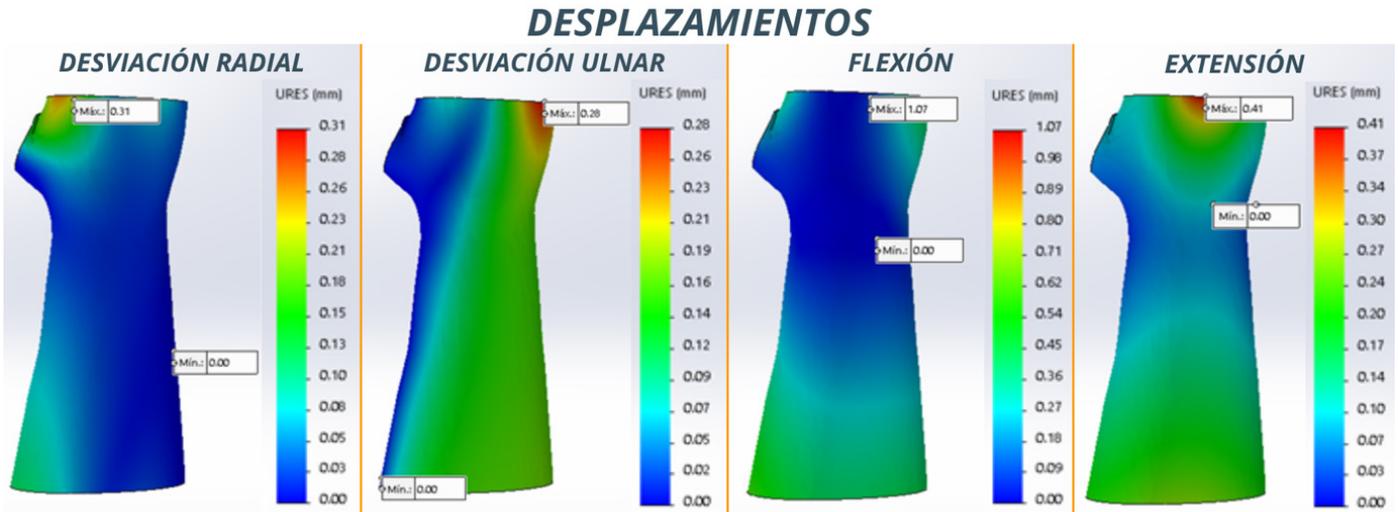


Figura 4: Desplazamientos de la férula no aligerada con un grosor de 3 mm para cada movimiento de muñeca.

Movimiento	3 mm de grosor			5 mm de grosor		
	Esfuerzo máximo (MPa)	Deformación unitaria máxima	Desplazamiento máximo (mm)	Esfuerzo máximo (MPa)	Deformación unitaria máxima	Desplazamiento máximo (mm)
Desviación radial	6,81	0,002	0,31	4,59	0,001	0,10
Desviación cubital	4,39	0,001	0,28	1,06	~ 0,000	0,05
Flexión	11,66	0,004	1,07	4,54	0,010	0,31
Extensión	2,93	0,001	0,41	1,44	~ 0,000	0,12

Tabla 2: Resultados del análisis mecánico de férula sólida sin aligeramiento superficial.

pruebas reales de inmovilización con las férulas preliminares fabricadas, y se determinaron los puntos de contacto entre las distintas partes de la muñeca y el antebrazo con la férula. La Figura 3 muestra la localización de las cargas (flechas en violeta), según la Tabla 1, y las zonas de apoyo en las que se ha restringido el movimiento debido a la presencia de la férula (flechas en verde).

A partir de la distribución de tensiones en la férula se identificaron las zonas susceptibles de aligeramiento. De esta forma, es posible establecer criterios de aligeramiento considerando las zonas de mayores tensiones, donde no se considera el aligeramiento por requerir la mayor rigidez posible, así como las zonas de mínima tensión, con mínima contribución a la rigidez mecánica. Los diseños aligerados resultantes de la metodología establecida fueron nuevamente evaluados mecánicamente a través de simulaciones con las mismas condiciones establecidas en la primera etapa

3. RESULTADOS Y DISCUSIONES

ANÁLISIS DE TENSIONES Y DESPLAZAMIENTOS DE FÉRULA PRELIMINAR SIN ALIGERAMIENTO

La tabla 2 muestra las tensiones de Von Mises, las deformaciones unitarias y los desplazamientos máximos obtenidos en las simulaciones de las férulas para

cada movimiento principal de la muñeca y para los casos de férula sólida sin patrón de aligeramiento superficial de 3 mm y 5 mm de espesor.

Los resultados obtenidos muestran tensiones de Von Mises muy inferiores a la tensión límite elástica del material (83 MPa) en ambos espesores y para todas las hipótesis principales de movimiento de la muñeca. Por lo tanto, el modelo de 3 mm de espesor tiene suficiente rigidez para soportar las tensiones a las que estará sometida la férula en condiciones típicas de uso. Asimismo, se observa que las deformaciones y desplazamientos unitarios (Figura 4) en los puntos más desfavorables son muy reducidos, con desplazamientos prácticamente inferiores a 1 mm en todos los casos, lo cual es totalmente compatible con los requerimientos médicos de inmovilización [23]. Por otro lado, cabe destacar que las mayores tensiones y desplazamientos se producen en el movimiento de flexión debido a la aplicación de una mayor fuerza y a la menor rigidez que proporciona la geometría de la férula en esa dirección. Como era de esperar, los resultados obtenidos en el diseño de férula de 5 mm de espesor son más favorables, aunque en ambos casos la rigidez de la férula supera con creces las fuerzas aplicadas en condiciones normales de uso.

En cuanto a los desplazamientos, los resultados muestran una elevada rigidez de la férula sólida de 3 mm, produciendo deformaciones unitarias despreciables,

que provocan desplazamientos máximos totalmente compatibles con el proceso de inmovilización. Estas deformaciones, como era de esperar, se correlacionan con las zonas de máxima tensión.

PATRONES DE ALIGERAMIENTO

Para el desarrollo de los patrones de aligeramiento se excluyeron las zonas del anillo periférico inferior de la férula, anillo periférico superior y anillo periférico de apoyo del pulgar, ya que se requería la mayor rigidez posible. Por otro lado, se establecen como zonas de máximo aligeramiento aquellas con tensiones y deformaciones mínimas, lo que contribuye a potenciar las ventajas introducidas mediante la fabricación aditiva. Estas ventajas incluyen la creación de patrones que proporcionan transpirabilidad, accesibilidad o reducción de peso, entre otras. Estas zonas corresponden principalmente a la cara interna del antebrazo y a la cara posterior del mismo. Por último, existen zonas intermedias donde se encuentran tensiones bajas en uno o varios de los movimientos de la muñeca, en las zonas de la palma y el dorso de la mano. Por lo tanto, en el marco de esta metodología de diseño, se establecen recomendaciones para el tamaño y las áreas del patrón de aligeramiento (Tabla 3), basadas en el diámetro que se puede circunscribir en cada orificio de aligeramiento.

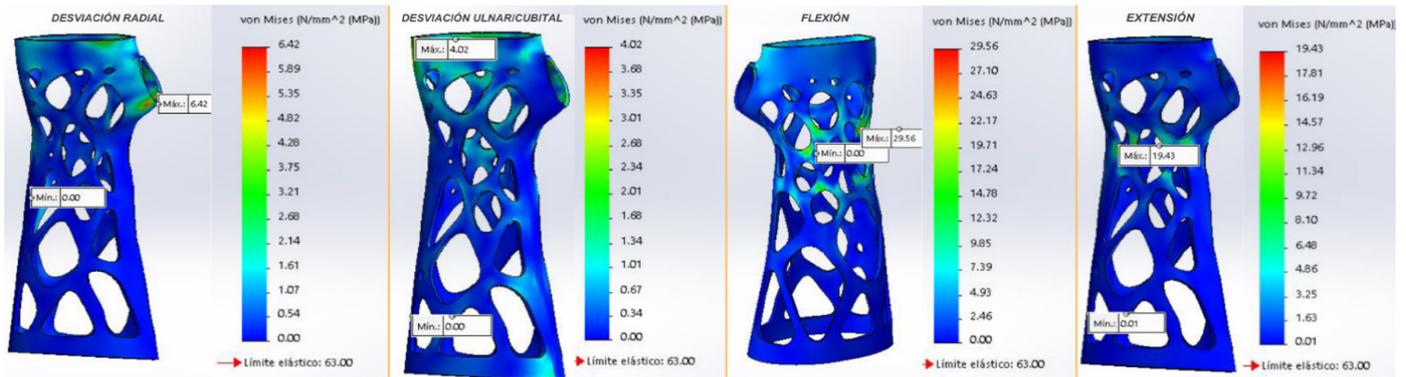


Figura 5: Tensiones de Von Mises en la férula aligerada con un grosor de 3 mm para cada movimiento de la muñeca.

ANÁLISIS DE TENSIONES Y DESPLAZAMIENTOS EN EL MODELO ALIGERADO

La verificación del diseño de aligeramiento de la férula se realiza mediante análisis por elementos finitos con un modelo de férula aligerada según las condiciones establecidas en el apartado anterior, con un espesor sólido global de 3 mm y en las mismas condiciones que las expuestas en el apartado 2.5.

Los resultados de las tensiones máximas alcanzadas (Figura 5) muestran cómo la metodología establecida permite obtener una férula funcional, donde las mayores tensiones se siguen produciendo en el movimiento de flexión, aún con valores inferiores al 50% del límite elástico de la PLA (lo que implica un elevado factor de seguridad frente a la rotura). Los demás movimientos producen tensiones mínimas, de 6,42, 4,02 y 19,43 MPa para desviación radial, desviación cubital/cubital y extensión, respectivamente.

En cuanto a los desplazamientos, los valores más elevados se observan en los movimientos de flexión y extensión (dirección de menor rigidez), con un valor máximo de desplazamiento de 3,15 mm en el anillo periférico inferior y valores próximos a 3 mm en el anillo periférico superior. Los demás movimientos (radial y cubital) siguen presentando valores de desplazamiento que no comprometen la inmovilización de la muñeca (inferiores a 2,5 mm). Sin embargo, es importante destacar que los valores de desplazamiento en la zona de inmovilización (muñeca de la mano) son muy inferiores a 2,5 mm.

RESULTADOS CUALITATIVOS DE LA FABRICACIÓN DE FÉRULA ALIGERADA

Se obtuvieron férulas con diferentes patrones de aligeramiento, impresas tanto en configuraciones verticales como horizontales, con una rigidez satisfactoria en todos los casos, observándose despla-



Figura 6: Ejemplo de férula y sistema de fijación de las partes de la férula.

mientos mínimos y una gran capacidad de inmovilización para todos los movimientos de la muñeca (figura 6). Las férulas diseñadas con la metodología aquí descrita permiten omitir los soportes durante la fabricación cuando se orientan verticalmente (incluso en las zonas del anillo del pulgar). Además de ahorrar material, tiempo de fabricación (los tiempos de impresión variaron entre 8 y 14 horas dependiendo del modelo y la orientación) y post-procesado de la pieza, esto produce un acabado superficial adecuado en la cara interna de la férula (partes en contacto con la extremidad). Las férulas fabricadas en alineación horizontal también dan resultados satisfactorios, aunque producen soportes que necesitan tratamiento posterior.

4. CONCLUSIONES

Este estudio presenta una metodología para diseñar y fabricar férulas de bajo coste (materiales y tecnologías económicos) utilizando programas informáticos de libre acceso y tecnologías de escaneo y fabricación accesibles para cualquier entorno o zona geográfica, incluso en zonas con pocos recursos.

Con el caso práctico analizado mediante esta metodología, correspondiente a la inmovilización de una muñeca humana, se puede concluir que una férula de 3 mm de espesor, fabricada en PLA con un relleno del 100%, permite una inmovilización totalmente funcional para los movimientos habituales de la muñeca. Esta férula proporciona una rigidez mecánica

Zona de la férula	Aligeramiento	Tipo de geometría	Recomendación de diseño
Anillo periférico superior	No	Perímetro macizo	> 20 mm de altura
Zona de palmeras	Sí	Patrón aligerado	∅ circunscrito < 15 mm
Zona dorsal	Sí	Patrón aligerado	∅ circunscrito < 10 mm
Anillo para el pulgar	No	Perímetro macizo	10 y 15 mm de altura
Antebrazo interno	Sí	Patrón aligerado	∅ circunscrito < 35 mm
Antebrazo posterior	Sí	Patrón aligerado	∅ circunscrito < 40 mm
Anillo periférico inferior	No	Perímetro macizo	> 15 mm de altura

Tabla 3: Criterio general de diseño de la férula aligerada.

satisfactoria, deformaciones compatibles con la inmovilización requerida y un amplio patrón de aligeramiento. Todos estos factores mejoran potencialmente la experiencia de uso médico al tener menor peso, mayor transpirabilidad, accesibilidad al interior de la inmovilización, higienización, entre otras muchas ventajas, en comparación con las férulas de inmovilización de escayola convencionales.

Cabe destacar que esta metodología recomienda el diseño y generación de férulas según los criterios establecidos en los apartados 2.4 y 3.2 para su fabricación, preferiblemente en configuración vertical. Cada diseñador deberá incorporar un sistema de unión y fijación de las partes de la férula según su criterio.

Por otro lado, es fundamental tener en cuenta que la obtención de férulas mediante fabricación aditiva requiere tiempos significativamente más largos que la fabricación de férulas de escayola tradicionales. Por tanto, su uso no estaría justificado para inmovilizaciones menores o de corta duración. Así, su uso debería orientarse a usos especiales, inmovilizaciones de larga duración, o tras intervenciones quirúrgicas programadas en las que exista previsión suficiente para su generación.

En cuanto a las tolerancias dimensionales, son necesarios estudios complementarios para determinar con mayor precisión la calidad dimensional de los modelos digitales obtenidos en el sistema de escaneado. Estos estudios dimensionales pueden extenderse a las piezas fabricadas y a los ajustes dimensionales más adecuados en función del tipo de inmovilización requerida.

Por último, la metodología propuesta puede aplicarse a la inmovilización de otras extremidades corporales analizando las cargas de inmovilización que se requieren u obteniendo dispositivos médicos similares en los que la fabricación aditiva puede ofrecer mejoras respecto a las tecnologías convencionales.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido cofinanciado por el proyecto Macbioidi2 (MAC2/1.1b/352, Fondo Europeo de Desarrollo Regional INTERREG, programa de cooperación territorial MAC).

REFERENCIAS

1. Férulas (Para Adolescentes) - Nemours KidsHealth Available online: <https://kidshealth.org/es/teens/splints.html?ref=search> (accessed on 16 May 2023).
2. Morrey, B.F. Splints and Bracing of the Elbow. In *Morrey's The Elbow and Its Disorders*; Elsevier Inc, 2018.
3. Colditz, J.C. Principles of Splinting and Splint Prescription.

4. Al-ansari, K.; Howard, A.; Seeto, B.; Yoo, S.; Zaki, S.; Boutis, K. A DVANCES Minimally Angulated Pediatric Wrist Fractures : Is Immobilization without Manipulation Enough ? 2007, 9, 9–15.
5. Férula de Mano: Apoyo y Tratamiento de Lesiones - Dr. Landin - Dr. Thione - Dr. Balaguer Available online: <https://lesionesdemano.com/ferulas/> (accessed on 16 May 2023).
6. Materials Used to Make a Cast For a Broken Bone Available online: <https://www.verywellhealth.com/what-is-a-cast-for-broken-bones-made-out-of-2549317>.
7. Espejo-reina, A.; Carrascal-morillo, M.T.; Delgado-martinez, A.D. Comparison of Two Different Ways to Apply a Circular Plaster Cast for Distal Radius Fractures : Biomechanical Study. 2021, 1, 1–7.
8. Eiff, M.; RL, H.; WL, C. *Fracture Management for Primary Care*; Third Edit.; Elsevier Inc, 2011;
9. How Plaster Casts Are Used to Treat Fractures Available online: <https://www.cast21.com/blog/orthopedic-plaster-casts> (accessed on 13 June 2023).
10. Cavas, F.; Paredes, M.; Gherardini, F.; Gómez, C. ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGIES FOR SUSTAINABLE-INTELLIGENT STRUCTURES: A NEW CONCEPT OF MULTIDIMENSIONAL PRINTING. *Dyna (Spain)* 2023, 98, DOI: <https://doi.org/10.52152/10778>.
11. Fabricación Aditiva Para El Sector Médico Available online: <https://www.renishaw.es/es/fabricacion-aditiva-para-el-sector-medico--44974> (accessed on 6 June 2023).
12. Kumar, R.; Kumar, M.; Chohan, J.S. The Role of Additive Manufacturing for Biomedical Applications: A Critical Review. *J Manuf Process* 2021, 64, 828–850, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.02.022>.
13. Chen, R.K.; Jin, Y. an; Wensman, J.; Shih, A. Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses-A Review. *Addit Manuf* 2016, 12, 77–89, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.04.002>.
14. Garg, B.; Mehta, N. Current Status of 3D Printing in Spine Surgery. *J Clin Orthop Trauma* 2018, 9, 218–225, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.08.006>.
15. Do, A.V.; Smith, R.; Aciri, T.M.; Geary, S.M.; Salem, A.K. *3D Printing Technologies for 3D Scaffold Engineering*; Elsevier Ltd, 2018; ISBN 9780081009802.
16. Wong, J.Y.; Pfahnl, A.C. 3D Printing of Surgical Instruments for Long-Duration Space Missions. *Aviat Space Environ Med* 2014, 85, 758–763, DOI: <https://doi.org/10.3357/ASEM.3898.2014>.
17. Saceleanu, V.; Paz, R.; García, J.; Rivero, Y.; Cîndea, C.N.; Cacciotti, I.; Monzón, M. Production of Synthetic Models for Neuro-Oncology Training by Additive Manufacturing. *Applied Sciences (Switzerland)* 2021, 11, DOI: <https://doi.org/10.3390/app112411823>.
18. Velázquez, J.S.; Cavas, F.; Bolarín, J.M.; Alió, J.L. 3D Printed Personalized Corneal Models as a Tool for Improving Patient's Knowledge of an Asymmetric Disease. *Symmetry (Basel)* 2020, 12, DOI: <https://doi.org/10.3390/sym12010151>.
19. Boutis, K.; Willan, A.; Babyn, P.; Goeree, R.; Howard, A. Cast versus Splint in Children with Minimally Angulated Fractures of the Distal Radius: A Randomized Controlled Trial. *CMAJ. Canadian Medical Association Journal* 2010, 182, 1507–1512, DOI: <https://doi.org/10.1503/cmaj.100119>.
20. Paterson, A.M.; Donnison, E.; Bibb, R.J.; Ian Campbell, R. Computer-Aided Design to Support Fabrication of Wrist Splints Using 3D Printing: A Feasibility Study. *Hand Ther* 2014, 19, 102–113, DOI: <https://doi.org/10.1177/1758998314544802>.
21. Li, J.; Tanaka, H. Rapid Customization System for 3D-Printed Splint Using Programmable Modeling Technique – a Practical Approach. *3D Print Med* 2018, 4, DOI: <https://doi.org/10.1186/s41205-018-0027-6>.
22. Cazon, A.; Kelly, S.; Paterson, A.M.; Bibb, R.J.; Campbell, R.I. Analysis and Comparison of Wrist Splint Designs Using the Finite Element Method: Multi-Material Three-Dimensional Printing Compared to Typical Existing Practice with Thermoplastics. *Proc Inst Mech Eng H* 2017, 231, 881–897, DOI: <https://doi.org/10.1177/0954411917718221>.
23. Yan, W.; Ding, M.; Kong, B.; Xi, X.B.; Zhou, M. Lightweight Splint Design for Individualized Treatment of Distal Radius Fracture. *J Med Syst* 2019, 43, DOI: <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1404-4>.
24. Blaya, F.; Pedro, P.S.; Silva, J.L.; D'Amato, R.; Heras, E.S.; Juanes, J.A. Design of an Orthopedic Product by Using Additive Manufacturing Technology: The Arm Splint. *J Med Syst* 2018, 42, DOI: <https://doi.org/10.1007/s10916-018-0909-6>.
25. Sponchiado, R.; Uccheddu, F.; Grigolato, L.; Dal Fabbro, P.; Savio, G. A Design Method for Custom Functionally Graded Lattice Orthoses. In Proceedings of the Lecture Notes in Mechanical Engineering; 2023.
26. Li, J.; Tanaka, H. Feasibility Study Applying a Parametric Model as the Design Generator for 3D-Printed Orthosis for Fracture Immobilization. *3D Print Med* 2018, 4, DOI: <https://doi.org/10.1186/s41205-017-0024-1>.
27. Guida, P.; Casaburi, A.; Busiello, T.; Lamberti, D.; Sorrentino, A.; Iuppriello, L.; D'Albore, M.; Colella, F.; Clemente, F. An Alternative to Plaster Cast Treatment in a Pediatric Trauma Center Using the CAD/CAM Technology to Manufacture Customized Three-Dimensional-Printed Orthoses in a Totally Hospital Context: A Feasibility Study. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B* 2019, 28, DOI: <https://doi.org/10.1097/BPB.0000000000000589>.
28. Chen, Y.; Lin, H.; Yu, Q.; Zhang, X.; Wang, D.; Shi, L.; Huang, W.; Zhong, S. Application of 3D-Printed Orthopedic Cast for the Treatment of Forearm Fractures: Finite Element Analysis and Comparative Clinical Assessment. *Biomed Res Int* 2020, 2020, DOI: <https://doi.org/10.1155/2020/9569530>.
29. Blaya, F.; Pedro, P.S.; Silva, J.L.; Amato, R.D.; Juanes, J.A. Design of an Orthopedic Product by Using Additive Manufacturing Technology : The Arm Splint. 2018.
30. Popescu, D.; Zapciu, A.; Tarba, C.; Laptioiu, D. Fast Production of Customized Three-Dimensional-Printed Hand Splints. *Rapid Prototyp J* 2020, 26, 134–144, DOI: <https://doi.org/10.1108/RPJ-01-2019-0009>.
31. Žur, p Influence of 3D-Printing Parameters on Mechanical Properties of PLA Defined in the Static Bending Test. *European Journal of Engineering Science and Technology* 2019, DOI: <https://doi.org/10.33422/ejest.2019.01.52>.

MATERIAL COMPLEMENTARIO

http://www.revistadyna.com/documentos/pdfs/_adic/11081_1.pdf

