

Fabricación aditiva de fórceps con fibra de carbono continua para el entrenamiento virtual del parto

Additive manufacturing of forceps with continuous carbon fiber for virtual childbirth training

Pablo Bordón-Pérez¹, Rubén Paz-Hernández¹, Mario Monzón-Verona¹, Ana González-Rodríguez¹, Yamilet Rivero-López¹, Joshua García-Montagut¹, Javier Pascau González-Garzón², Alicia Pose-Díez-de-la-Lastra², Cristina Soriano-Ergui², Juan-de-León Luis³ y Juan Ruiz Alzola¹

¹ Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (España)

² Universidad Carlos III de Madrid (España)

³ Universidad Complutense de Madrid (España)

DOI: <https://doi.org/10.52152/11091>

1. INTRODUCCIÓN

Entre los diferentes tipos de parto, el parto vaginal instrumental es aquel en el que se utiliza algún tipo de herramienta para ayudar a la extracción del feto. En Europa, entre 2014 y 2018, entre el 10 y el 15% de los partos fueron instrumentalizados, siendo el parto vaginal con fórceps (FAVD) una de las opciones más utilizadas en todo el mundo [1]. Esta técnica aplica tracción sobre la cabeza fetal utilizando generalmente dos cucharas o palas céfalicas que se autoacoplan gracias a su geometría y permiten guiar al feto fuera del canal del parto durante la fase de contracción uterina [2,3]. De este modo, se facilita el parto en determinadas situaciones, siendo una alternativa recomendada al parto por cesárea (la Organización Mundial de la Salud recomienda una tasa de cesáreas inferior al 15 [4]).

Como cualquier procedimiento de parto, la FAVD tiene posibles efectos secundarios y contraindicaciones, aunque menos que otros procesos instrumentados como los sistemas de vacío [5]. De hecho, en algunos ámbitos médicos, la FAVD está en declive debido a una serie de riesgos tanto para la madre como para el feto. En lo que respecta a la madre, puede provocar desgarros vaginales graves que incluso podrían requerir cirugía [6], mayores tasas de analgesia y traumatismos perineales [7], entre otros. En cuanto al neonato, esta técnica puede causar lesiones faciales fetales [8], deformidades en la cabeza o en la cara del feto [9], complicaciones neona-

tales, o incluso desenlaces fatales directos o posparto [10]. Por estos motivos, se ha generalizado un rechazo progresivo a su utilización, que se asocia principalmente a la falta de formación y pericia, ya que la técnica requiere un conjunto de habilidades para su ejecución segura y adecuada [11]. De hecho, la inseguridad por parte de los obstetras puede condicionar el uso de la técnica incluso en casos en los que es el único recurso [12]. La necesidad de paliar este descenso en el uso del fórceps ha fomentado el desarrollo de métodos de formación en FAVD en los últimos años.

Existen varios métodos de entrenamiento en FAVD con simuladores anatómicos que utilizan fantasmas o maniqués, generalmente de materiales poliméricos, que incluyen una pelvis con un feto y un perineo con un esfínter anal [13,14]. Diferentes estudios han confirmado la necesidad de este tipo de formación previa a la experiencia clínica en casos de asistencia al parto [15] aumentando significativamente la confianza de los profesionales [16]. Por lo tanto, este tipo de formación se ha convertido en una etapa crucial en el desarrollo profesional médico obstétrico que está permitiendo, aunque lentamente, el aumento del uso de la técnica FAVD [17].

El seguimiento o navegación electromagnética es una técnica versátil en el campo médico que consiste en generar un campo electromagnético de baja intensidad en un espacio de trabajo determinado. Los microsensors colocados en este campo pueden utilizarse para localizar con precisión la posición y orientación de instrumentos médicos en tiempo real sin contacto visual directo [18]. Esta aplicación ha sido ampliamente validada como método de entrenamiento en una variedad de ejemplos anatómicos [19]. Sin embargo, la introducción de materiales ferromagnéticos en la zona de trabajo afecta significativamente a la precisión dimensional, produciendo desviaciones del sistema [19,20]. En el caso del parto

vaginal, el sistema de seguimiento electromagnético ha demostrado ser un método viable para el entrenamiento virtual [22] aunque el uso de fórceps comerciales de acero inoxidable no es viable por problemas de interferencias. La utilización de nylon y polvo de aluminio mediante tecnologías de fabricación aditiva (FA) ha resuelto parcialmente este problema. Sin embargo, las deformaciones de las pinzas durante el entrenamiento dan lugar a distorsiones dimensionales que requieren mejoras [23], ya que pueden alterar el posicionamiento virtual y la rigidez percibida del instrumento por los obstetras.

La FA ha ampliado enormemente las posibilidades en el campo médico, con múltiples áreas en crecimiento como la fabricación con biomateriales, biotejidos o biomodelos para la formación [24]. La FA tiene un enorme potencial en relación con los instrumentos quirúrgicos [25], como la mejora de las pinzas molares [26]. Incluso en relación con los modelos anatómicos, algunos autores afirman que más del 87% se fabrican con FA [5], siendo utilizados en planes preoperatorios, sistemas de entrenamiento o investigación médica.

Los fórceps para el parto vaginal han sido objeto de numerosos estudios, desde la interacción de los fórceps con la cabeza fetal [26] hasta el análisis de la deformación excesiva debida a una colocación incorrecta de las palas [27], o su validación mediante simuladores de entrenamiento durante la manipulación obstétrica como herramienta didáctica [28].

Las tecnologías avanzadas de extrusión de materiales (MEX), como Mark Two de Markforged, Inc, permiten ahora integrar fibras continuas (en lugar de sólo fibras cortas), incrustadas de forma continua, capa a capa, en la matriz polimérica, lo que mejora significativamente la continuidad del refuerzo. Esta capacidad permite fabricar modelos de alta resistencia sin incompatibilidad electromagnética, utilizando materiales como el nylon reforzado con microfibras de carbono (Onyx).

Este trabajo presenta el desarrollo de un fórceps no metálico, diseñado para el entrenamiento del parto vaginal mediante un sistema electromagnético de posicionamiento, materializado mediante fabricación aditiva por extrusión de material (MEX) utilizando nylon reforzado tanto con microfibra como con fibra de carbono continua de alta rigidez.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. MATERIALES Y MÉTODOS DE FABRICACIÓN

Para las pruebas preliminares se utilizó filamento de ácido poliláctico (PLA) de Smartfil con la impresora Anycubic i3 Mega S (Hongkong Anycubic Technology Co., Ltd.) con una boquilla de 0,6 mm, una altura de capa de 0,2 mm, una temperatura de impresión de 210 °C, una temperatura de lecho de 60 °C, una velocidad de impresión de 50 mm/s y un relleno rectilíneo del 100%.

Como material definitivo para la obtención de las pinzas de entrenamiento se utilizó el filamento comercial Onyx (nylon reforzado internamente con microfibras de carbono -Markforged, Inc., EE.UU.-). El refuerzo adicional lo proporcionó la fibra de carbono continua CF-BA-50 del mismo fabricante. La combinación de ambos materiales genera piezas compuestas que en adelante se denominarán Onyx CCF. Estos materiales se utilizaron en la impresora Mark Two de Markforged, Inc., que cuenta con un extrusor de filamento de 1,75 mm y un alimentador de fibra continua con un sistema de incrustación de capas de polímero. Con el software Eiger integrado se establecieron las orientaciones y las capas de refuerzo de fibra de carbono continua con una boquilla de 0,4 mm, una altura de capa de 0,125 mm, una temperatura de impresión máxima de 300 °C y se utilizó relleno sólido.

Por último, se utilizó una resina epoxi de dos componentes, 43249 Resina 3D de Industrias Químicas Eurotex S.L.U., como adhesivo para unir las diferentes partes del fórceps. El esquema de los procesos de fabricación y la metodología general utilizada se resumen en la Figura S1.

2.2. PROCESO DE MODELADO DE UNIONES

Debido a las dimensiones del modelo de fórceps comercial (414 mm de longitud), que superan la capacidad de impresión de la tecnología Mark Two (320 mm de longitud), se utilizó el software SolidWorks 2016 (Dassault Systèmes Corporation) para diseñar la partición del fórceps, dividido en su zona intermedia, entre el mango y la cuchara cefálica. Finalmente, se seleccionó una unión mecánica por forma, utilizando un acoplamiento de hueco-espiga y geometría de cola de milano (Figura 1). Para mejorar la unión, tanto a la espiga como al hueco se les dotó de una superficie dentada longitudinalmente y se les aplicó adhesivo epoxi.

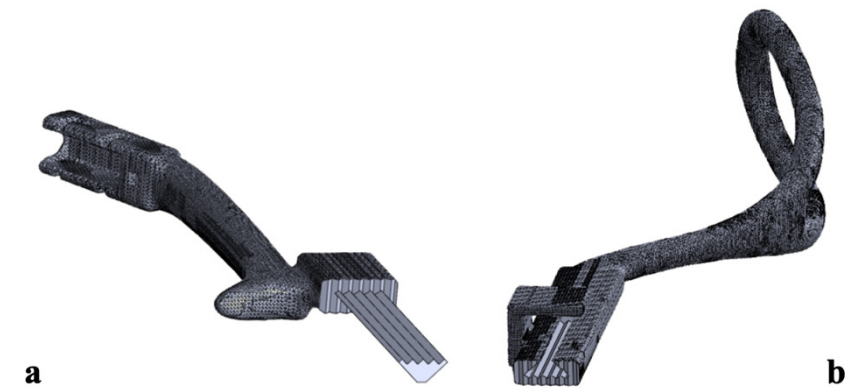


Figura 1: Diseño de la partición del fórceps utilizando a) espiga en el mango y b) hueco en la cuchara cefálica.

Por otro lado, para obtener el mejor rendimiento mecánico de las juntas, se modelaron 4 variantes de uniones combinando el juego de montaje (0,25 y 0,35 mm) y las superficies frontales de la junta (contacto frontal liso o dentado) (Figura S3).

2.3. SIMULACIONES DE COMPORTAMIENTO MECÁNICO

Para analizar el comportamiento mecánico del fórceps durante el entrenamiento virtual, se realizaron simulaciones mecánicas utilizando el software Abaqus CAE (Dassault Systèmes Simulia Corp). Se han analizado el desplazamiento máximo bajo cargas operativas y el desplazamiento del punto medio del mango del fórceps como medida representativa del desplazamiento percibido del mango durante su uso. Para establecer un marco comparativo adecuado, se simuló inicialmente un fórceps comercial de acero inoxidable como referencia inicial.

Considerando los materiales para el fórceps libre de interferencias electromagnéticas, se simuló un fórceps estándar de aluminio, material adecuado para fundición, o fabricación aditiva, debido a sus propiedades no ferrosas y alto límite elástico. Además, se exploraron tres mate-

riales optimizados para la fabricación aditiva: poliamida y polvo de aluminio (denominado alumide y de interés comparativo por haberse utilizado en la fabricación de fórceps para entrenamiento virtual [22]), poliamida reforzada con microfibra de carbono (Onyx), y Onyx con un refuerzo adicional de fibra de carbono continua (Onyx CCF).

Las simulaciones del fórceps se llevaron a cabo mediante un enfoque de modelado simplificado, utilizando una de las dos palas del instrumento, ya que el funcionamiento mecánico de ambas partes del fórceps es prácticamente simétrico. Como primera condición de contorno, se aplicó un empotramiento a las superficies internas de la cuchara cefálica, reproduciendo el agarre rígido de la cabeza fetal (Figura 2a). Simultáneamente, se aplicó una restricción de movimiento en dirección transversal al fórceps (sin desplazamiento en el eje x) en los vértices donde comienza el contacto entre las palas durante el proceso de cierre del fórceps. Esta condición reproduce el giro de las palas de ambas pinzas entre sí. (Figura 2b). Por último, se aplicaron cargas equivalentes producidas durante la técnica FAVD, correspondientes a una fuerza de 100 N aplicada sobre el mango y en el sentido

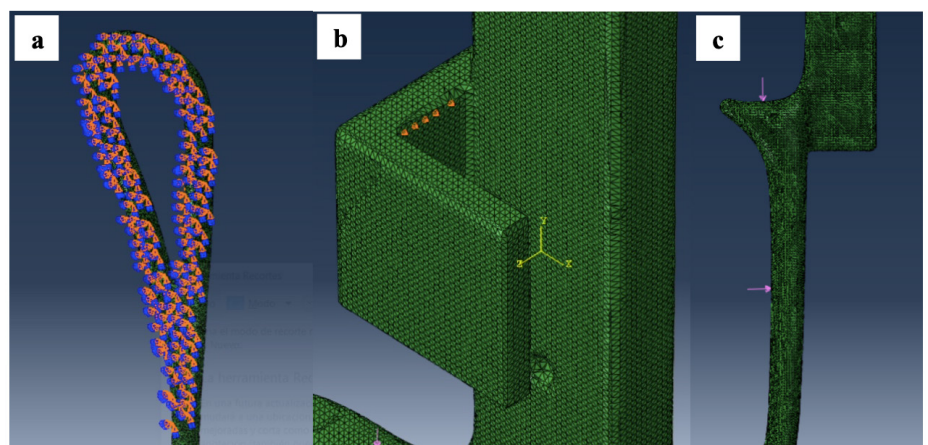


Figura 2: Condiciones límite: a) empotramiento en la cuchara cefálica, b) restricción de movimiento en x en la zona de pivote del fórceps y c) fuerzas de cierre y extracción del fórceps.

Material	Módulo elástico (GPa)	Resistencia a la tracción (MPa)	Coefficiente de Poisson
Acero inoxidable [29]	193.0	215	0.30
Aluminio [30,31]	69.0	95	0.33
Alumide [32]	3.8	48	0.41
Onyx [33,34]	2.4	37	0.42
Onyx CCF	13.7 ¹	443 ^{1,2}	0.35 [35]

¹ Datos obtenidos de las pruebas empíricas según la sección 0 y 0. ² Se utiliza el esfuerzo de rotura debido a la fractura sin deformación plástica en los ensayos.
Tabla 1: Propiedades mecánicas de los materiales.

del cierre del fórceps, y una fuerza de tracción de 200 N sobre la parte superior del mango y en el sentido de la extracción del feto (Figura 2c). Estas fuerzas se aplicaron según datos empíricos obtenidos por diferentes autores [27,28].

Las propiedades mecánicas de los diferentes materiales utilizados se muestran en 1 Datos obtenidos de las pruebas empíricas según la sección 0 y 0. ² Se utiliza el esfuerzo de rotura debido a la fractura sin deformación plástica en los ensayos.

2.4. CARACTERIZACIÓN MECÁNICA

Las diferentes uniones mecánicas diseñadas para ensamblar las dos partes de cada pala del fórceps (cuchara cefálica y mango) se analizaron mecánicamente mediante ensayos de tracción. Se fabricaron y ensayaron 3 réplicas de cada diseño, realizadas en PLA. Para ello se utilizó una máquina de ensayos LY-1065 (Dongguan Liyi Test Equipment Co. Ltd., Dongguan, China), con una distancia media entre mordazas de 55 mm y una velocidad de carga de 1 mm/min hasta la rotura.

Para obtener las propiedades mecánicas de Onyx CCF, se ensayaron 3 probetas a flexión según la norma ISO 178:2019. Las probetas se fabricaron según el apartado 2.1 con unas dimensiones de 10 mm de anchura, 4 mm de espesor y 80 mm de longitud. Se utilizó el mismo equipo de ensayo descrito anteriormente, con una distancia de apoyo de 64 mm y una velocidad de carga de 10 mm/min hasta la rotura.

2.5. VALIDACIÓN EN SISTEMA DE FORMACIÓN MEDIANTE GUIADO ELECTROMAGNÉTICO

La validación básica de la compatibilidad electromagnética del fórceps con el sistema de guiado se llevó a cabo utilizando un sistema virtual de entrenamiento para el parto (Figura S4) compuesto por 2 sensores 6DOF para montar en el extremo del fórceps, un sistema de posicionamiento electromagnético 3D Guidance trakSTAR (Northern Digital Inc.), un maniquí de entrenamiento para el parto PROMPT Flex - Advanced Light Skin Tone (Limbs & Things LTD) y el software de código abier-

to 3D Slicer (BWH y colaboradores de 3D Slicer).

3. RESULTADOS Y DISCUSIONES

3.1. ENSAYOS MECÁNICOS

Los ensayos de tracción realizados en las diferentes configuraciones de uniones que se diseñaron (Figura 3) muestran valores medios dentro de un rango de magnitud similar y una baja dispersión de los resultados (Tabla 2). Todos los diseños superan ampliamente las cargas de tracción que se aplicarían durante el uso del fórceps, con un material (PLA) de prestaciones inferiores al Onyx CCF, lo que confirma la idoneidad de cualquiera de los sistemas de articulación diseñados. El diseño con 0,25 mm de holgura y ranura frontal se seleccionó por presentar la mayor tensión de rotura, aunque no exista significación estadística.

Material	Tensión máxima de von Mises (MPa)	Desplazamiento máximo (mm)	Desplazamiento medio del mango (mm)
Acero inoxidable	84.50	0.07	0.04
Aluminio	81.48	0.19	0.09
Alumide	71.22	3.51	1.79
Onyx	69.48	5.54	2.82
Onyx CCF	79.30	0.98	0.50

Tabla 4: Resultados de la simulación mecánica del fórceps según el material.

Configuración	Tensión de rotura (N)
0,25 mm sin ranura frontal	819.97 ± 28.24
0,35 mm sin ranura frontal	1085.50 ± 65.76
0,25 mm con ranura frontal	1098.50 ± 78.49
0,35 mm con ranura frontal	984.50 ± 79.90

Tabla 2: Resultados de los ensayos de tracción de las uniones.

En relación con los ensayos de flexión realizados en las probetas Onyx CCF (Tabla 3), los resultados mostraron una elevada tensión de rotura a flexión, con una me-

Especímenes	Módulo elástico (GPa)	Tensión de rotura (MPa)
1	15.46	467.89
2	13.33	457.18
3	12.38	433.83
Promedio y desviación estándar	13.72 ± 1.58	452.97 ± 17.42

Tabla 3: Resultado de los ensayos de flexión de las probetas Onyx CCF.

dia superior a 450 MPa, sin límite elástico definido debido a la elevada rigidez. La incorporación de fibra de carbono continua aumentó significativamente las propiedades del composite.

El modelado del fórceps con Onyx CCF se simplificó considerando un comportamiento isótropo en base a estos resultados.

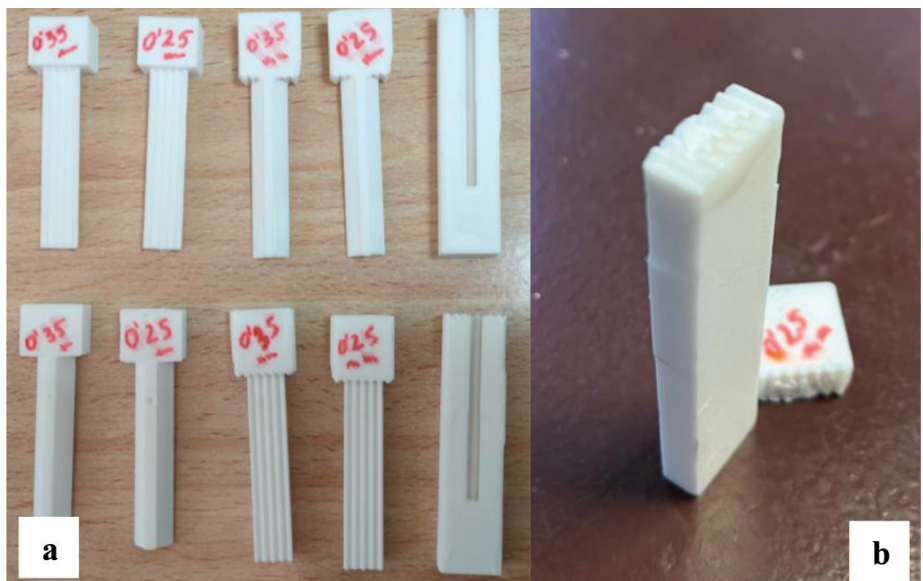


Figura 3: a) Muestra de las probetas de unión y b) muestra tras el ensayo de rotura.

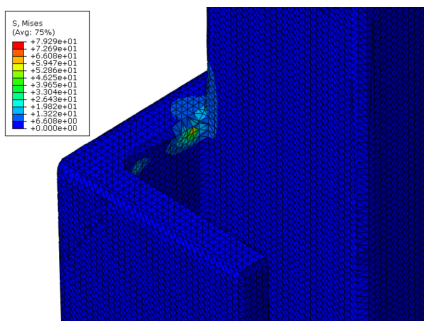


Figura 4: Tensiones máximas de von Mises en la zona de pivote del fórceps.

3.2. SIMULACIÓN MECÁNICA DE FÓRCEPS

Los resultados obtenidos en las simulaciones mecánicas del fórceps se resumen en Tabla 4 (desplazamientos mostrados en Figura S5).

Las tensiones máximas (Figura 4) provocarían importantes deformaciones plásticas y fracturas en los fórceps fabricados con alúmina y Onyx estándar. En el caso del acero inoxidable, el aluminio y el Onyx CCF, sólo se producirían deformaciones elásticas transitorias. Cabe señalar que estas concentraciones de tensiones también se derivan de la modelización de las condiciones límite del pivote, que se ha modelizado utilizando puntos en la zona de contacto entre las dos palas del fórceps.

Las fuerzas aplicadas no producen tensiones significativas que comprometan el modelo Onyx CCF, generando tensiones menores en la zona externa, situada entre la cuchara cefálica y el mango, y tensiones insignificantes en la zona de partición del fórceps.

En cuanto a los desplazamientos máximos, éstos se producen en el extremo de la empuñadura, donde se encuentran los sensores electromagnéticos de posicionamiento. El desplazamiento máximo del modelo comercial de acero inoxidable es de sólo 0,07 mm, lo que indica una elevada rigidez mecánica. Los modelos de alúmina y Onyx alcanzan desplazamientos máximos considerables, de 3,51 y 5,54 mm respectivamente, mientras que la incorporación de fibra de carbono continua en la matriz de Onyx permite aumentar sustancialmente la rigidez, reduciendo el desplazamiento máximo a 0,98 mm (un 82% inferior al Onyx estándar). El modelo fabricado con aluminio convencional, sin embargo, alcanzaría desplazamientos máximos de 0,19 mm, más próximos al modelo de referencia.

Además, se han calculado los desplazamientos del punto medio del mango del fórceps, considerando que dicho desplazamiento podría representar con mayor

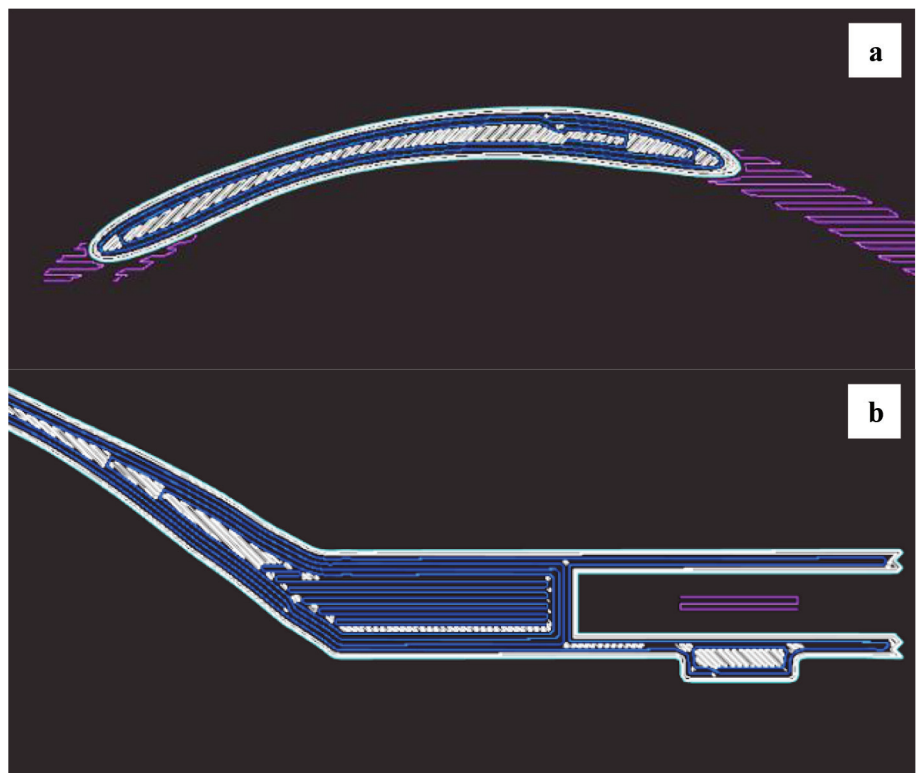


Figura 5: Secciones con fibra de refuerzo continua (líneas azules) configuradas en el software Eiger. a) Perímetro concéntrico de la pala cefálica y b) Relleno isotrópico 0° en la base de la pala cefálica.

exactitud el desplazamiento percibido durante el entrenamiento FAVD. Bajo este supuesto, los desplazamientos disminuyen a valores cercanos al 50% respecto a los del extremo del mango, acercando los desplazamientos del modelo de aluminio al modelo comercial, y reduciendo las diferencias entre los modelos Onyx CCF y aluminio a valores en torno a 0,4 mm (última columna de la Tabla 4). Los valores de desplazamiento para Onyx CCF, en ambos casos, de 0,98 mm de valor máximo y 0,5 mm en el punto medio del mango, podrían ser compatibles con el correcto desarrollo del entrenamiento FAVD, dada la diferencia respecto al modelo comercial simulado.

3.3. RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE ORIENTACIÓN Y FABRICACIÓN DEL FÓRCEPS ONYX CCF

La orientación efectiva de la fibra de carbono depositada en continuo depende fundamentalmente del ángulo de orientación, del tipo de patrón de fibra, de la alineación de la pieza con los ejes de trabajo de la impresora y de la inclinación de la pieza en el eje vertical de impresión.

Se analizaron diferentes configuraciones tanto de la orientación de la pieza como de los patrones de inserción de la fibra. Respecto a la orientación horizontal de la pieza, esta variable tuvo efectos menores ya que la fibra se orienta mayoritariamente en la dirección principal de la pieza al considerar un patrón combinado

de relleno de fibra continua, tanto isotrópico como concéntrico. Esta configuración permite que la fibra se alinee con el contorno de la pieza en toda su geometría variable desde los anillos concéntricos de fibra continua (patrón concéntrico) hasta los bordes de la pieza (Figura 5 a), beneficiando el comportamiento a flexión. Longitudinalmente, el relleno interno con dirección 0° (patrón isotrópico) se alinea en la dirección principal del fórceps (también orientada horizontalmente a 0°), beneficiando el comportamiento global a tracción (Figura 5 b).

En relación con la orientación vertical, se realizaron diferentes análisis de orientación, ya que influye significativamente en la inclinación de las capas que generan del fórceps y modifica las superficies disponibles para la deposición continua de fibras. Dado que esta tecnología requiere una longitud mínima de fibra de 45 mm para su deposición, conseguir un refuerzo completo en toda la geometría no suele ser factible. Por lo tanto, se hace necesario buscar la combinación de refuerzos más eficaz.

Tras múltiples configuraciones, la mejor orientación corresponde a la mostrada en la Figura 6, con un patrón de relleno sólido, fibra concéntrica de 4 anillos, fibra isotrópica de 0°, y alineación del mango con el plano de impresión horizontal como orientación vertical. Esta configuración produce una de las mayores proporciones de fibra continua (Tabla 5), la

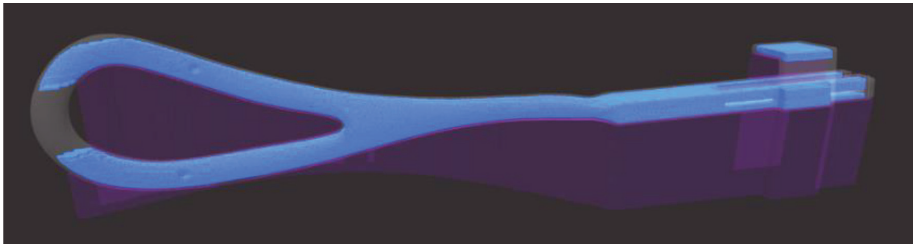


Figura 6: Segmentación de capas en el software Eiger con zonas de refuerzo de fibra continua (zonas azules) y zonas sin refuerzo de fibra continua (zonas grises).

Pieza	Onyx (cm ³)	Fibra de carbono (cm ³)
Pala cefálica izquierda	69.96	17.39
Mango izquierdo	16.99	4.80
Pala cefálica derecha	61.90	15.09
Mango derecho	13.86	3.12

Tabla 5: Volumen de material estimado con el software Eiger en la orientación seleccionada.

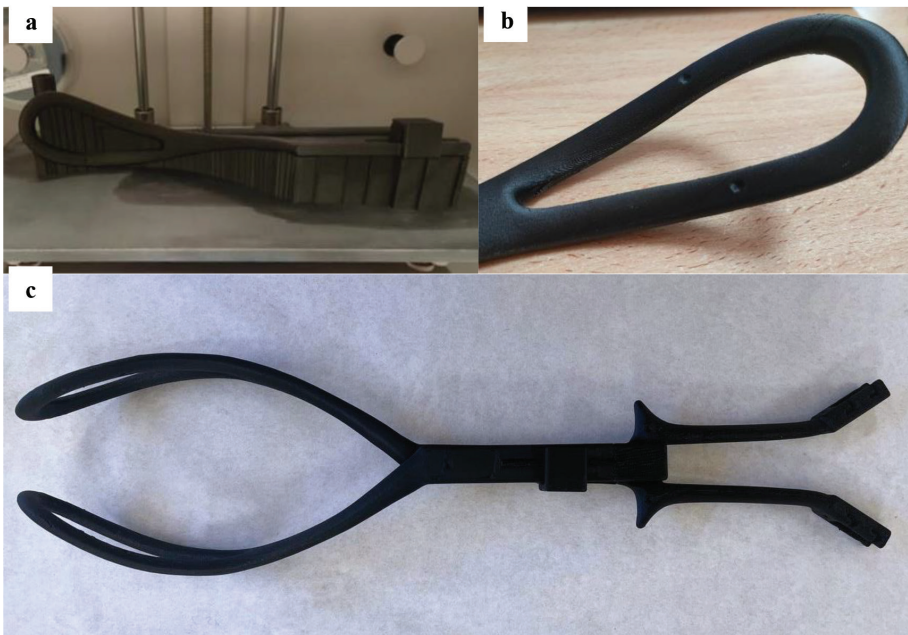


Figura 7: Fórceps fabricados en Onyx CCF: a) pala del fórceps en la cama de impresión, b) detalle del acabado superficial de la pala cefálica, y c) fórceps totalmente montado con adhesivo.

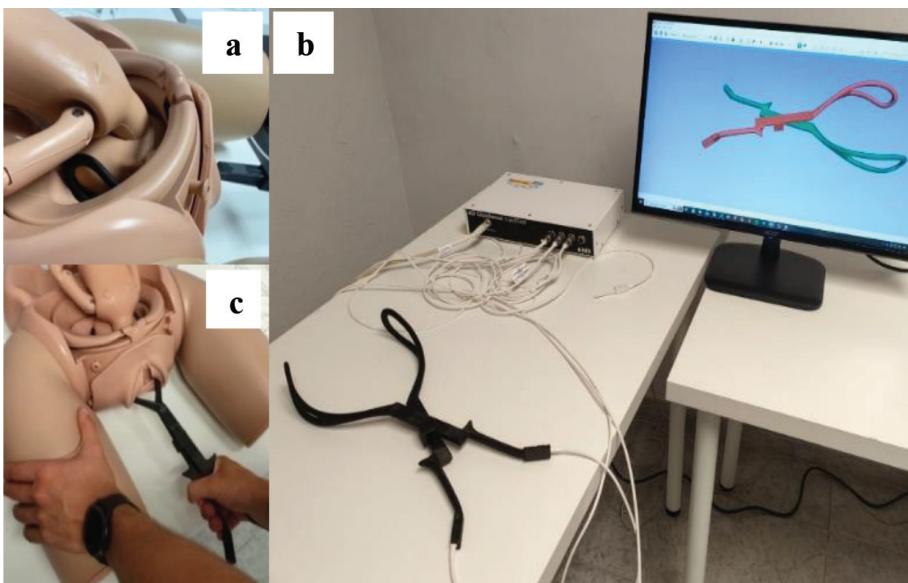


Figura 8: Validación del fórceps en el sistema de formación virtual: a) acoplamiento del fórceps con el maniquí fetal, b) fórceps montado en el sistema de posicionamiento electromagnético, y c) prueba cualitativa básica del posicionamiento y cierre del fórceps.

mayor introducción de fibra en la zona de máximas tensiones (zona de acoplamiento y pivotaje de las palas del fórceps), y el menor número de secciones de pieza sin fibra continua (extremo medio de la pala cefálica).

3.4. VALIDACIÓN EN EL SISTEMA DE FORMACIÓN FAVD

En la figura 7 se muestra el resultado del proceso de fabricación y montaje de las distintas partes del fórceps. El coste total de fabricación ascendió a 183,28 USD, correspondientes únicamente a los costes de material, y las cuatro piezas necesitaron un total de 60 horas para completar la impresión.

La validación del fórceps en el sistema de navegación virtual mediante posicionamiento electromagnético (Figura 8 b) fue totalmente satisfactoria. Los sensores se alinearon como se esperaba y no se produjeron desplazamientos durante su uso. En cuanto al campo electromagnético del sistema, durante las pruebas, los valores de interferencia electromagnética fueron nulos, confirmando la total compatibilidad del fórceps, fabricado en Onyx CCF, con este tipo de sistemas de posicionamiento.

Los resultados cualitativos de las pruebas con el maniquí de entrenamiento mostraron deformaciones coherentes con los resultados obtenidos en las simulaciones, observándose una elevada rigidez del modelo fabricado y desplazamientos sólo apreciables con un aumento significativo de las fuerzas aplicadas al fórceps. Además, se percibió un correcto agarre y posicionamiento con la cabeza del feto (Figura 8 a), así como un acoplamiento adecuado de las palas durante el proceso de cierre del fórceps (Figura 8 c).

4. CONCLUSIONES

Esta investigación presenta los resultados de la simulación mecánica, fabricación y validación de un fórceps de parto vaginal, fabricado específicamente mediante impresión 3D (MEX) con nylon doblemente reforzado con fibra de carbono corta y continua (Onyx CCF) para su uso en el entrenamiento de FAVD mediante sistemas de navegación virtual por posicionamiento electromagnético.

La partición de las partes del fórceps permite obtener palas con capacidades mecánicas muy superiores a las requeridas durante las prácticas de entrenamiento de la FAVD. Estas palas Onyx reforzadas, con mayores índices de incorporación continua de fibra de carbono, presentan

una rigidez mecánica bastante próxima a la de los modelos fabricados en aluminio o acero inoxidable, con una diferencia de deformación inferior a 0,5 mm en el centro del mango. Las pruebas de uso real del fórceps no mostraron deformaciones en la zona de las palas cefálicas ni en las articulaciones de las distintas partes.

El material Onyx CCF no mostró interferencias con el campo electromagnético. Por lo tanto, la propuesta del material Onyx reforzado con fibra de carbono continua se presenta como una solución alternativa a otros materiales y tecnologías utilizados en la fabricación de fórceps para el entrenamiento de FAVD. Para futuros entrenamientos médico, es deseable la realización de ensayos reales adicionales para analizar las deformaciones y su impacto en la percepción del entrenamiento. Ensayos de monitorización en tiempo real con el sistema de posicionamiento electromagnético y sensores adicionales en puntos críticos de deformación ayudarían en este análisis.

Por último, cabe señalar que el uso de la fabricación aditiva con materiales como el Onyx CCF permite la producción de muchos otros instrumentos de formación quirúrgica, compatibles con los sistemas de posicionamiento electromagnético, en los que se requiere una elevada rigidez (o incluso una gran precisión dimensional) sin recurrir a tecnologías de mayor coste, como la fusión de lecho de polvo metálico no ferromagnético.

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) y el proyecto TED2021-129392B-I00 (MCIN/AEI/10.13039/501100011033 Unión Europea "NextGenerationEU" /PRTR).

REFERENCIAS

- [1] Lebraud, M.; Loussert, L.; Griffier, R.; Gauthier, T.; Parant, O.; Guerby, P. Maternal and Neonatal Morbidity after Forceps or Spatulas-Assisted Delivery in Preterm Birth. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology* 2022, 271, 128–131, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2022.02.007>.
- [2] Forceps Delivery Available online: [https://www1.cgmh.org.tw/intr/intr5/c6700/OBGYN/f/web/Forcep Delivery/index.htm](https://www1.cgmh.org.tw/intr/intr5/c6700/OBGYN/f/web/Forcep%20Delivery/index.htm) (accessed on 16 March 2023).
- [3] What Is a Gentle C-Section? Birth Plan, Options, and More Available online: <https://www.healthline.com/health/pregnancy/gentle-c-section#bottom-line> (accessed on 16 March 2023).
- [4] Appropriate Technology for Birth. *Lancet* 1985, 2, DOI: [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(85\)90673-7](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(85)90673-7).
- [5] Delivery, I.V. *Guideline* No. 26. 2005, 1–13.
- [6] Parto Con Fórceps: MedlinePlus Enciclopedia Médica Available online: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000509.htm> (accessed on 5 May 2023).
- [7] Hernández-Hernández, D.; Laura Ramírez-Montiel, M.; Pichardo-Cuevas, M.; Moreno-Sánchez, J.A.; Jaimés Rodríguez, M.; Agustín Contreras-Carroto, N. Complicaciones Maternas y Neonatales Secundarias a Parto Vaginal Instrumentado Con Fórceps ARTÍCULO ORIGINAL. *Rev Invest Med Sur Mex*, Abril-Junio 2012, 19, 52–55.
- [8] Moreno-Santillán, A.; González-Barreto, R.A. Forceps versus Vacuum. Comparison of Maternal and Fetal Success Rates and Complications. *Ginecol Obstet Mex* 2021, 89, 357–363, DOI: <https://doi.org/10.24245/gom.v89i5.4951>.
- [9] Muraca, G.M.; Boutin, A.; Razaz, N.; Lisonkova, S.; John, S.; Ting, J.Y.; Scott, H.; Kramer, M.S.; Joseph, K.S. Maternal and Neonatal Trauma Following Operative Vaginal Delivery. *CMAJ. Canadian Medical Association Journal* 2022, 194, E1–E12, DOI: <https://doi.org/10.1503/cmaj.210841>.
- [10] Ferraz, A.; Nunes, F.; Resende, C.; Almeida, M.C.; Taborda, A. Short-Term Neonatal Outcomes of Vacuum-Assisted Delivery. A Case-Control Study. *An Pediatr (Engl Ed)* 2019, 91, 378–385, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.anpedi.2018.11.016>.
- [11] Xin, S.; Wang, Z.; Lai, H.; Liu, L.; Shen, T.; Xu, F.; Zeng, X.; Zheng, J. Clinical Effects of Form-Based Management of Forceps Delivery under Intelligent Medical Model. *J Healthc Eng* 2021, 2021, DOI: <https://doi.org/10.1155/2021/9947255>.
- [12] Nolens, B.; Capelle, M.; van Roosmalen, J.; Mola, G.; Byamugisha, J.; Lule, J.; Faye, A.; van den Akker, T. Use of Assisted Vaginal Birth to Reduce Unnecessary Caesarean Sections and Improve Maternal and Perinatal Outcomes. *Lancet Glob Health* 2019, 7, e408–e409, DOI: [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(19\)30043-9](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(19)30043-9).
- [13] Dupuis, O.; Moreau, R.; Pham, M.T.; Redarce, T. Assessment of Forceps Blade Orientations during Their Placement Using an Instrumented Childbirth Simulator. *BJOG* 2009, 116, 327–333, DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1471-0528.2008.02004.x>.
- [14] Macedonia, C.R.; Gherman, R.B.; Satin, A.J. Simulation Laboratories for Training in Obstetrics and Gynecology. *Obstetrics and Gynecology* 2003, 102, 388–392, DOI: [https://doi.org/10.1016/S0029-7844\(03\)00483-6](https://doi.org/10.1016/S0029-7844(03)00483-6).
- [15] Murphy, D.J.; Liebling, R.E.; Verity, L.; Swingler, R.; Patel, R. Early Maternal and Neonatal Morbidity Associated with Operative Delivery in Second Stage of Labour: A Cohort Study. *Lancet* 2001, 358, 1203–1207, DOI: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(01\)06341-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(01)06341-3).
- [16] Crosby, D.A.; Sarangapani, A.; Simpson, A.; Windrim, R.; Satkunaratnam, A.; Higgins, M.F. An International Assessment of Trainee Experience, Confidence, and Comfort in Operative Vaginal Delivery. *Ir J Med Sci* 2017, 186, 715–721, DOI: <https://doi.org/10.1007/s11845-017-1593-0>.
- [17] Hotton, E.; O'Brien, S.; Draycott, T.J. Skills Training for Operative Vaginal Birth. *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol* 2019, 56, 11–22, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bpobgyn.2018.10.001>.
- [18] Electromagnetic Tracking Systems - NDI Available online: <https://www.ndigital.com/electromagnetic-tracking-technology/> (accessed on 2 June 2023).
- [19] Schwein, A.; Kramer, B.; Chinnadurai, P.; Walker, S.; O'Malley, M.; Lumsden, A.; Bismuth, J. Flexible Robotics with Electromagnetic Tracking Improves Safety and Efficiency during in Vitro Endovascular Navigation. *J Vasc Surg* 2017, 65, 530–537, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2016.01.045>.
- [20] Soteriou, E.; Grauvogel, J.; Laszig, R.; Grauvogel, T.D. Prospects and Limitations of Different Registration Modalities in Electromagnetic ENT Navigation. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 2016, 273, 3979–3986, DOI: <https://doi.org/10.1007/s00405-016-4063-9>.
- [21] Morchi, L.; Tognarelli, S.; Mencias, A. A Novel Childbirth Simulator for Real-Time Monitoring of Fetal Head During the Active Phase of the Labor. *IEEE Trans Med Robot Bionics* 2022, 4, 720–728, DOI: <https://doi.org/10.1109/TMRB.2022.3191494>.
- [22] García-Sevilla, M.; De León-Luis, J.; Moreta-Martínez, R.; García-Mato, D.; Pérez-Mañanes, R.; Calvo-Haro, J.; Pascau, J. Performance Evaluation to Improve Training in Forceps-Assisted Delivery. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)* 2018, 11041 LNCS, 69–77, DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-030-01201-4_9.
- [23] Zadpoor, A.A.; Malda, J. Additive Manufacturing of Biomaterials, Tissues, and Organs. *Ann Biomed Eng* 2017, 45, 1–11, DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1719-y>.
- [24] Chang, T.B.; Bhatia, S.K. Assessment of 3D Printing for Surgical Instrument Manufacturing. *Proceedings of the 8th World Congress on New Technologies* 2022, 1–7, DOI: <https://doi.org/10.11159/icbb22.007>.
- [25] Told, R.; Marada, G.; Rendeki, S.; Pentek, A.; Nagy, B.; Molnar, F.J.; Maroti, F. Manufacturing a First Upper Molar Dental Forceps Using Continuous Fiber Reinforcement (Cfr) Additive Manufacturing Technology with Carbon-Reinforced Polyamide. *Polymers (Basel)* 2021, 13, DOI: <https://doi.org/10.3390/polym13162647>.
- [26] Lapeer, R.J. Contact Mechanics Simulation for Obstetric Forceps Delivery. 2004.
- [27] Lapeer, R.; Audinis, V.; Gerikhanov, Z.; Dupuis, O. A Computer-Based Simulation of Obstetric Forceps Placement. *Med Image Comput Comput Assist Interv* 2014, 17, 57–64.
- [28] Rodr, E.; Kypson, A.P.; Moten, S.C.; Nifong, L.W.; Jr, W.R.C. Robotic Mitral Surgery at East Carolina University: International Journal 2006, 211–215, DOI: <https://doi.org/10.1002/rcs>.
- [29] ASM Material Data Sheet Available online: <https://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=mq304a> (accessed on 9 June 2023).
- [30] Young's Modulus, Tensile Strength and Yield Strength Values for Some Materials Available online: https://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d_417.html (accessed on 16 March 2023).
- [31] Poisson's Ratio Available online: https://www.engineeringtoolbox.com/poissons-ratio-d_1224.html (accessed on 26 May 2023).
- [32] Polyamide 6 | Designerdata Available online: <https://designerdata.nl/materials/plastics/thermo-plastics/polyamide-6> (accessed on 16 March 2023).
- [33] Polyamide (PA12) for Industrial 3D Printing | EOS Available online: <https://www.eos.info/en/3d-printing-materials/plastic/polyamide-pa-12-alumide> (accessed on 9 June 2023).
- [34] Lammens, N.; De Baere, I.; Van Paepegem, W. On the Orthotropic Elasto-Plastic Material Response of Additively Manufactured Polyamide 12. 7th bi-annual international conference of Polymers & moulds innovations (PMI 2016) 2016, 2.
- [35] Parmiggiani, A.; Prato, M.; Pizzorni, M. Effect of the Fiber Orientation on the Tensile and Flexural Behavior of Continuous Carbon Fiber Composites Made via Fused Filament Fabrication. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 2021, 114, 2085–2101, DOI: <https://doi.org/10.1007/s00170-021-06997-5>.

MATERIAL COMPLEMENTARIO

https://www.revistadyna.com/documentos/pdfs/_adic/11091-1.pdf

