Cráneos con traumas craneoencefálicos obtenidos mediante fabricación aditiva para fines didácticos en neurocirugía.

Joshua García Montagut*[a1], Mario Monzón Verona[a],Rubén Paz Hernández[a], Nayra Pumar Carreras[b], Juan Ruiz Alzola[b], Jose Sanmartín Almeida[a]
[a]Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria, 35017, España;[b]Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas y Sanitarias, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria, 35016, España

RESUMEN

La neurocirugía es una de las especialidades médicas en las que la formación práctica de los estudiantes es más limitante, puesto que requiere de un alto entrenamiento para que las intervenciones sean satisfactorias. El proyecto Erasmus+ denominado "Brain Revealed: Innovative Technologies in Neurosurgery Study" celebró en julio de 2019 su primera edición de escuela de verano para formación de estudiantes de medicina en el ámbito de "traumas en neurocirugía". Una de las actividades desarrolladas consistió en un taller de cirugía sobre cráneos impresos en 3D. El presente trabajo muestra la metodología seguida para la fabricación de dichos cráneos sintéticos en base a casos de traumatismo reales y las pruebas realizadas para la selección de materiales. En este sentido, se optó por un filamento comercial de PLA (Ácido poliláctico) con carbonato cálcico que mostró buenas propiedades de impresión (tecnología basada en extrusión de material), así como similitud frente al hueso real en propiedades mecánicas como energía específica de corte durante taladrado. Por otro lado, la versatilidad de la fabricación aditiva permitió definir unos bolsillos internos en los cráneos impresos para alojar una mezcla de alginato de sodio con agua en su interior, emulando así de manera realista un hematoma. Con el procedimiento y materiales seleccionados, se fabricaron 10 modelos de dos casos reales de traumatismo. Estos modelos sintéticos fueron usados por los alumnos en el taller de cirugía, experimentando una actividad formativa muy enriquecedora y satisfactoria en base a las opiniones de los estudiantes y neurocirujanos docentes.

Palabras clave: Fabricación aditiva, modelos sintéticos, traumas craneoencefálicos, neurocirugía.

1. INTRODUCCIÓN

En palabras del Presidente de la Sociedad Española de Neurocirugía, la neurocirugía es una de las especialidades más dependiente de los avances tecnológicos[1]. En tareas tan importantes y de tan alta precisión, no existen dobles oportunidades, por lo que la formación de estos cirujanos debe tener una gran carga de entrenamiento y práctica. Debido a esto cada vez es más extendido el uso de modelos sintéticos que recrean las posibles cirugías con el fin de mejorar las capacidades de los alumnos.

Con la fabricación de estos modelos sintéticos se consigue, cada vez más, fabricar modelos de entrenamiento que imitan las características reales de las diferentes partes del cuerpo. Es en este punto es donde la fabricación aditiva ha supuesto un nuevo abanico de posibilidades dada su sencillez, economía y versatilidad en fabricación de piezas con formas complejas. Con el desarrollo de nuevos materiales se ha aumentado la capacidad de imitar las diferentes características de los modelos reales, mejorando la adquisición de habilidades por parte de los cirujanos.

Es en este ámbito en donde la fabricación aditiva ha abierto un nuevo campo de posibilidades dada su versatilidad, continuo desarrollo de materiales, su capacidad de fabricar piezas con geometrías complejas y su replicabilidad. A partir de un archivo digital, es posible reproducir geometrías de casos reales provenientes de tomografías computarizadas (TACs) o resonancias magnéticas, acercando aún más con estos entrenamientos a la realidad; pero hasta ahora no se ha abordado en profundidad el objetivo de reproducir las características físicas de los materiales de forma que transmitan las mismas sensaciones que un hueso real durante el entrenamiento de operaciones comunes como trepanados y cortes.

[a] joshua.garcia@ulpgc.es, Teléfono: 679460280

ISBN 978-84-09-14325-2

Un ejemplo de la sinergia entre el ámbito médico y la ingeniería es el proyecto Erasmus+ con título y código "Brain Revealed: Innovative Technologies in Neurosurgery Study" (2018-1-RO01-KA203-049317). El presente trabajo surge a partir de este mismo proyecto, concretamente en lo referente a la primera escuela de verano celebrada en julio de 2019. Dicha escuela de verano se centró en la formación de estudiantes de medicina en el tema de "Traumas en neurocirugía". En este contexto, se fabricaron una serie de modelos impresos en 3D de casos reales de trauma craneoencefálico que fueron posteriormente empleados por los estudiantes en varias sesiones prácticas en la escuela de verano anteriormente nombrada. El presente trabajo explica los pasos realizados para la obtención de dichos modelos sintéticos, así como las principales conclusiones tras la experiencia formativa.

2. METODOLOGÍA

Dado que no todos los huesos del cuerpo tienen las mismas características mecánicas, el primer paso consistió en realizar una búsqueda de las características específicas de los huesos craneales, con la finalidad de tener una referencia de las propiedades ideales del material sintético.

2.1 Materiales

Tras una búsqueda exhaustiva en la bibliografía, se concluye que el módulo de elasticidad es una de las propiedades mecánicas principales a tener en cuenta para imitar el hueso real. En la bibliografía estos datos varían en función de la publicación, como se muestra en la Tabla 1, además de la resistencia mecánica del material en la Tabla 2:

Tabla 1. Resumen de módulos de elasticidad en la bibliografía.

Módulo de Elasticidad a Flexión (GPa)	**Referencia**
9.69	Hubbard (1971)[2]
12.2 (*cortical*) / **1** (*trabecular*)	Deck y otros (2004)[3]
5.21	Delille y otros (2007)[4]
7.46 – **15.54**	Motherway y otros (2010)[5]
9.625	**Valor Promediado**

Tabla 2. Resistencias mecánicas del cráneo según la bibliografía.

Resistencia a Flexión (MPa)	**Referencia**
90 (cortical) / **28** (trabecular) -LímiteElástico-	Deck y otros (2004)[3]
85.11 (23,55) – **127.84** (46,88) -LímiteÚltimo-	Motherway y otros (2010)[5]
σ_e= 90; σ_u= 106.48	**Valor Promediado**

Los términos cortical y trabecular van en consonancia con lo indicado anteriormente de hueso plano (con mayor resistencia) y tejido esponjoso (de menor resistencia) respectivamente.

Estos datos de resistencia vienen dados por ensayos de flexión o tracción según la publicación.

Para este estudio no solo es importante conocer las características mecánicas del material, sino ciertos aspectos de la parte clínica, como pueden ser las herramientas y procedimientos que se ejecutarán en quirófano.

Aunque existen herramientas de muy alta tecnología y más modernas, por razones de costo y seguridad se optó por el uso de herramientas más tradicionales para la realización de las prácticas por parte de los alumnos, decidiéndose finalmente por el uso de un trépano de Hudson y una sierra Gigli.

 ISBN 978-84-09-14325-2

Desde el primer momento se pensó en la fabricación aditiva para este trabajo, más concretamente en la tecnología basada en extrusión de material (comúnmente conocida como "Fused Deposition Modelling", FDM) por tratarse de una tecnología de bajo coste y con una amplia gama de materiales termoplásticos disponibles.

Dado la vertiente del mercado a utilizar filamentos con base de PLA, se apostó por este material como material base yse comparó las propiedades del hueso extraídas de la bibliografía con las de dos filamentos comerciales: PLA sin aditivo de la casa Smartfil®, y Smartfil® EP, un PLA con un 30% de carbonato cálcico ($CaCO_3$).

2.2 Ensayos realizados

2.2.1 Ensayo de flexión

El primer ensayo comparativo fue un ensayo de flexión según la norma UNE-EN 178:2010 para la determinación de las propiedades de flexión de plásticos. En este ensayo se someten a flexión, en una máquina universal de ensayos, 5 probetas de cada material (obtenidas mediante FDM) con las dimensiones que dicta la norma (80x10x4 mm).

La Tabla 3 muestra los resultados finales tras ensayar cada material:

Tabla 3. Tensiones y módulo elástico de cada material.

Probeta	Tensión máx. (MPa)	Def. a tens. máx.	Mód. De Elast. (MPa)	Lím. Elást. (MPa)
PLA-media	93.53	0.0459	2744	83.72
EP-media	71.42	0.0341	3389	59.26

Para comparar estos resultados con el hueso original, se representó una versión simplificada de las gráficas del ensayo de flexión de los tres materiales (Figura1):

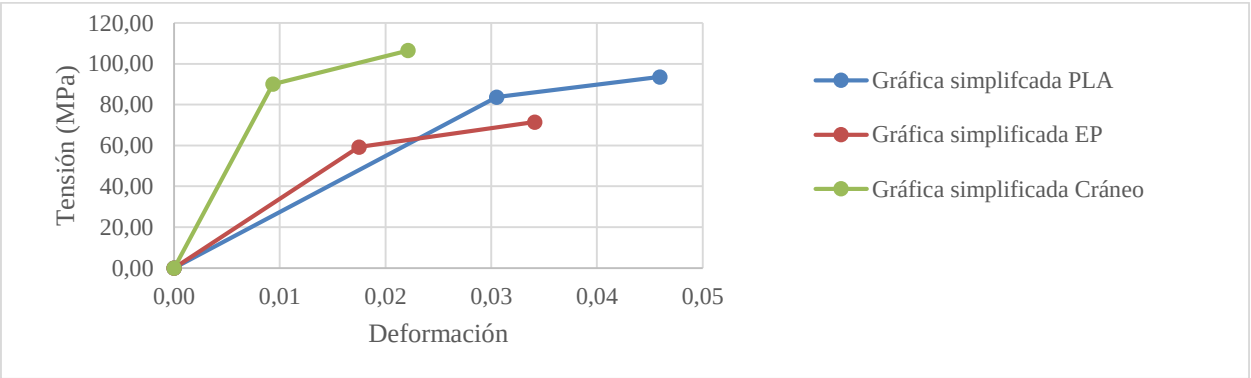

Figura1. Resultados simplificados de los ensayos de flexión.

2.2.2 Estudios de fuerza de corte

Con el objetivo de imitar las sensaciones de una práctica quirúrgica real, se procede a realizar los siguientes ensayos:

- Fuerza de corte en el taladrado
- Fuerza de corte en el fresado

El fin de estos es la comparación del comportamiento de los diferentes materiales durante los procedimientos ordinarios de trabajo.

Para estos ensayos se utilizaron probetas fabricadas de dimensiones 50x25x4 mm, impresas en 3D con los materiales elegidos anteriormente, además de emplear un hueso de vaca por su facilidad de obtención frente a uno humano y la facilidad de manejo y trabajo entre ambas opciones[6] para comparar los resultados.

En este caso se empleó una fresadora CNC como máquina de trabajo a la que se le adaptó una célula de carga con una mesa multitaladrada que permite medir tanto las fuerzas verticales en el ensayo del taladrado, como los esfuerzos a lo largo del eje X durante las operaciones de fresado con un simple cambio de configuración (Figura 2).En el caso de

ISBN 978-84-09-14325-2

taladrado, se empleó una broca de 4.5 mm de diámetro con una velocidad de giro de 2000 rpm y avance de 10 mm/min. En el caso del fresado, se empleó una fresa de 4 mm de diámetro, velocidad de giro de 2000 rpm y avance de 50 mm/min.

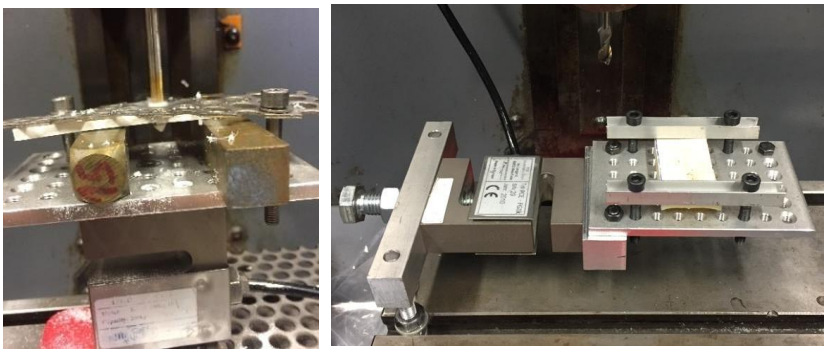

Figura2.Distintas disposiciones de la máquina de ensayo (izquierda: taladrado; derecha: fresado en X).

Las gráficas con los resultados de estos ensayos se muestran en la Figura3.

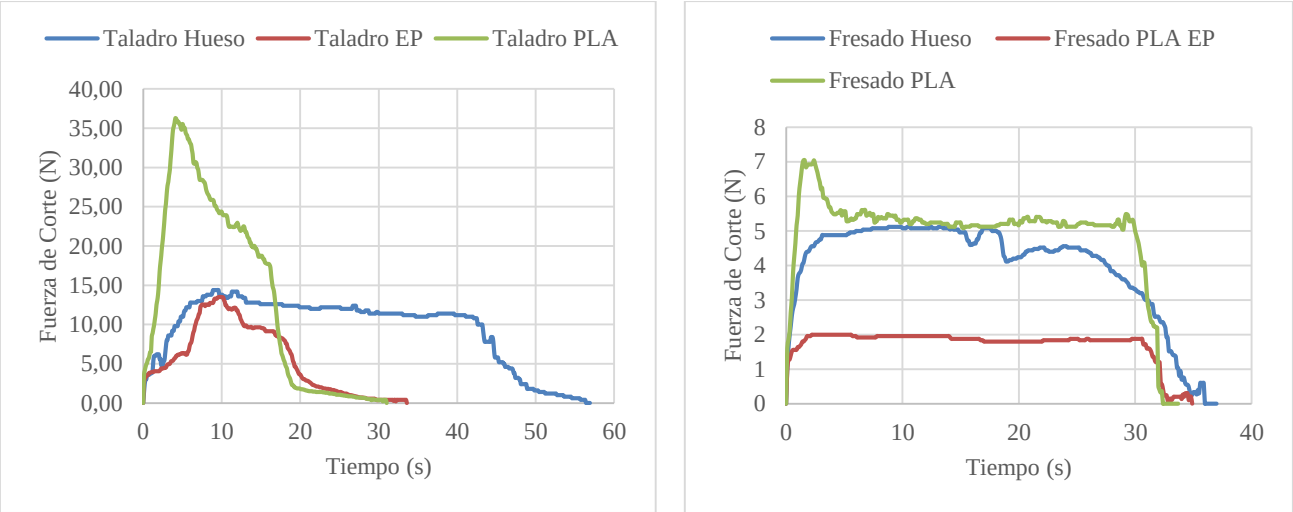

Figura 3. Resultados de medición de fuerzas de corte en taladrado (izquierda) y fresado (derecha).

Estimación de la fuerza de corte en el taladrado

También resulta interesante estimar la energía específica de corte para cada caso y bajo las mismas condiciones. En base a la literatura, la energía de corte viene dada por la ecuación 1:

$$p_s = \frac{F_c}{f_z \cdot \frac{D}{2}} = \frac{2 \cdot F_c}{v_f \cdot D / z \cdot N} = \frac{2 \cdot z \cdot N \cdot F_c}{v_f \cdot D} \left(N / mm^2 \right)$$

$$\begin{cases} F_c: fuerza\ de\ corte\ (N) \\ p_s: energía\ específica\ de\ corte\ (N/mm^2 = MPa) \\ f_z: avance\ por\ filo\ (mm/diente) \\ v_f: velocidad\ de\ avance\ (mm/min) \\ z: número\ de\ filos \\ N: velocidad\ de\ rotación\ (rpm) \end{cases} \quad (1)$$

ISBN 978-84-09-14325-2

Realizando las medias en los ensayos de cada material y calculando la energía específica de corte, los resultados se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4. Fuerzas de corte y energía especifica calculadas.

	Fc máx(N)	ps (N/mm²)
Hueso de vaca	14.50	2578
PLA sin aditivos	39.00	6933
Smartfil® EP	13.55	2409

Se observa una gran similitud entre el hueso de vaca y el Smartfil® EP tanto en la fuerza de corte como en la energía específica de corte.

Estos datos se pueden comparar con los de la bibliografía Hollensteiner[7 y 8], en los cuales se mide de manera empírica las fuerzas desarrolladas tanto en el taladrado, como en una operación de sierra y de fresado.

Introduciendo los parámetros de la bibliografía en las fórmulas nombradas anteriormente y con las energías específicas de corte calculadas, los resultados fueron los mostrados en la Tabla 5, concluyendo nuevamente que el filamento de EP consigue asemejarse bastante al hueso.

Tabla 5. Nuevo cálculo de fuerza de corte.

	Fc(N)
Hueso de vaca	1.93
PLA sin aditivos	5.20
Smartfil® EP	1.81

2.2.3 Estudio de la viruta

Durante el procedimiento del ensayo de fuerza de corte en el fresado se liberaron una serie de virutas que también fueron de interés como elemento comparativo. Dado que el Smartfil® PLA no genera viruta como tal, se descartó de esta parte del análisis. Las piezas mecanizadas se observaron en microscopio y se analizó el tamaño de viruta en cada caso. La Tabla 6 resume los valores obtenidos.

Como conclusión de esta sección se puede decir que aunque a nivel microscópico la viruta de hueso es siempre más pequeña que la de Smartfil® EP, a nivel macroscópico ambas son asimilables, con la única salvedad de que el hueso tiene partículas que podrían considerarse polvo, cosa que no se observa en el material plástico.

Tabla 6. Medidas tomadas en ambos materiales.

Viruta	b media (µm)	h media (µm)	Sc(mm²)
Hueso	1925.83	1926.09	3.65
Smartfil® EP	236.94	470.38	0.15

2.2.4 Medidas de dureza superficial

Por último, se analizó la dureza superficial con un durómetro que, en este caso, comprende la escala de 0 a 100 Shore D. Esta prueba se realizó en los tres materiales y, además, a las probetas de materiales plásticos se les sometió a un tratamiento térmico tal y como se propone en la bibliografía[9], calentando las piezas a 63°C durante cinco horas en una estufa, dejándolas enfriar posteriormente 48 horas antes de realizar la medida de dureza Shore D, con el objetivo de ver

ISBN 978-84-09-14325-2

si se conseguía aumentar la dureza y asemejarse más al valor del hueso. La Tabla 7 muestra los valores medios obtenidos.

Tabla 7.Valores medios de dureza superficial Shore D.

	PLA		**EP**		**Hueso**
	Sin tratar	Post Trat.	Sin tratar	Post Trat.	
Dureza Shore D	81.5	82.6	83.4	83.3	76.9

Se observa que la medición de la dureza no es concluyente, ya que todos los materiales dan valores similares.

2.2.5 Conclusiones de los ensayos

Tras los diferentes ensayos vemos que tanto los esfuerzos necesarios, como los resultados de las diferentes operaciones, nos hacen descartar el Smartfil® PLA, dando por bueno el Smartfil® EP en comparación con el hueso.

2.3 Fabricación de los modelos de cráneo

Para la fabricación de los modelos de cráneo empleados en la escuela de verano, el primer paso fue la obtención del archivo digital del cráneo de un caso real, a partir de las imágenes del TAC del paciente, la cual se recibe en formato DICOM (*Digital Imaging and Communicationon Medicine*). Posteriormente se procedió a la segmentación (separación de las imágenes de distintas regiones) y anonimización de las imágenes, así como su conversión a un archivo de extensión .stl, el cual es utilizable por cualquier programa de tratamiento 3D.

Una vez obtenido el modelo 3D del cráneo, con el fin de mejorar tanto la fabricación como la práctica del alumno, se decidió realizar un corte plano manteniendo la parte principal afectada por el traumatismo del cráneo. Además, se le añadió una base plana con cuatro roscas a este plano de corte con el fin de facilitar la sujeción.

Como resumen, el proceso a llevar a cabo para la fabricación mediante FDM de cualquier modelo de cráneo se recoge en la Figura 4. El procedimiento es parecido al expuesto por Delille[4] pero, en lugar de utilizar un escáner 3D para la digitalización del modelo en este proyecto se utiliza la segmentación de la DICOM (*Digital Imaging and Communication On Medicine*) y, por otra parte, en vez de fabricar el modelo por colada de resina, se fabrica por impresión FDM.

Para la simulación del hematoma que debe encontrarse el alumno en el interior del cráneo, se preparó un bolsillo en el interior del mismo con la forma del hematoma (a partir de la segmentación y operaciones de modelado 3D) y se rellenó de una mezcla de alginato y agua, que aportó la textura y consistencia suficiente, emulando a un hematoma real.

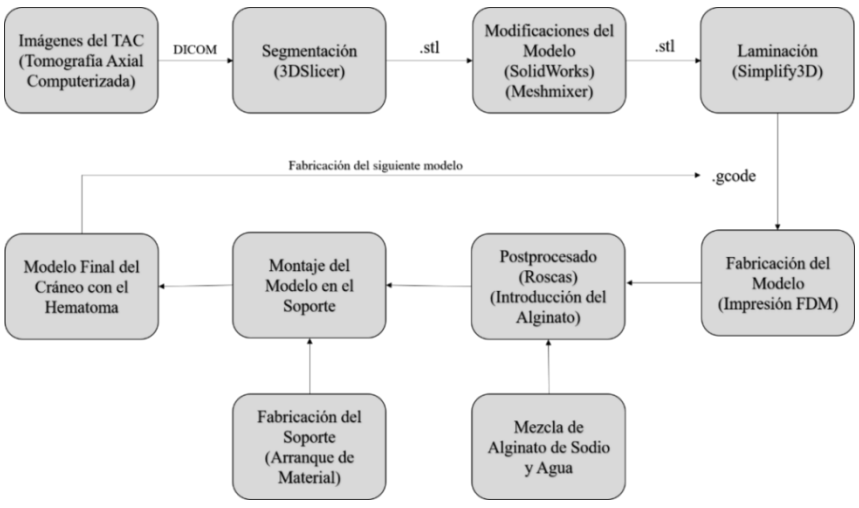

Figura3. Proceso de fabricación de los cráneos.

ISBN 978-84-09-14325-2

3. RESULTADOS

Siguiendo la metodología anterior y empleando el material seleccionado, se realizaron 10 modelos de cráneo para dos casos de traumatismo. La Figura5 muestra el archivo STL obtenido del TAC y el corte plano realizado para facilitar su fabricación.

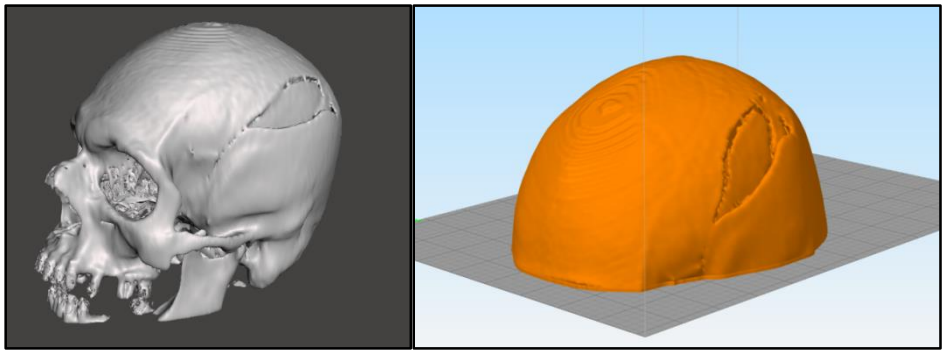

Figura4 Archivos digitales del proceso de fabricación del cráneo del primer caso (archivo STL a la izquierda y cráneo con corte plano a la derecha).

En la Figura 6 se observa, de izquierda a derecha, el bolsillo preparado para simular el coágulo, el cráneo del primer caso completamente impreso una simulación del soporte diseñado para sujetar el cráneo durante la práctica.

Figura5. Diferentes partes del proceso de fabricación (de izquierda a derecha: bolsillo para alojar el hematoma, cráneo del primer caso ya impreso y modelo 3D del soporte de sujeción para los cráneos).

Los modelos obtenidos fueron utilizados en la escuela de verano, devolviendo buenas sensaciones tanto por parte del profesorado, como por parte de los alumnos. En la Figura7 se muestran alumnos realizando la práctica durante el taller de la escuela de verano, y el resultado de una práctica en donde se puede ver la operación realizada.

Figura6.Alumnos realizando la práctica (izquierda) y práctica finalizada en un cráneo del segundo caso (derecha).

ISBN 978-84-09-14325-2

4. CONCLUSIONES

Mediante la metodología y materiales propuestos, es posible fabricar modelos sintéticos de cráneos con traumatismos, emulando casos reales a partir de imágenes DICOM. El Smartfil® EP se presenta como un filamento comercial con alto potencial para esta aplicación, puesto que permite reproducir sensaciones de corte similares al hueso real, y con el valor añadido de tratarse de un filamento procesable con tecnologías de fabricación aditiva de bajo coste, como es el caso de las tecnologías basadas en extrusión de material. La versatilidad de la fabricación aditiva permite además definir cavidades interiores en el modelo sintético, lo que a su vez posibilita la inclusión de otros materiales, como alginato de sodio, para reproducir el hematoma causado por el traumatismo. Por tanto, la combinación del tratamiento de imágenes, modelado 3D, impresión 3D (basada en extrusión) con filamento con carbonato cálcico y la inclusión de alginato de sodio como hematoma, permiten reproducir casos reales de traumatismo con un alto valor formativo, puesto que los estudiantes pueden practicar el trepanado y corte inicial con una grado de realismo considerable, así como realizar las tareas de succión y limpieza y posterior cosido de la zona afectada.

A partir de esta primera experiencia formativa se ha validado la metodología y materiales propuestos, alcanzando una gran satisfacción por parte de los estudiantes. Además, se ha observado que es importante analizar correctamente la zona de corte que se empleará durante la práctica, para así definir la cavidad contenedora del hematoma de manera correcta durante el modelado inicial.

REFERENCIAS

[1] Bliccathemes, [Carta del Presidente | Sociedad Española de Neurocirugia], https://senec.es/carta-del-presidente-2.

[2] R. P. Hubbard, [Flexure of layered cranial bone], *J. Biomech.*, vol. 4, n.º 4, pp. 251-263 (jul. 1971).

[3] C. Deck, S. Nicolle, y R. Willinger, «[Human Head FE Modelling: Improvement of Skull Geometry and Brain Constitutive Laws], p. 14 (2004).

[4] R. Delille, D. Lesueur, P. Potier, P. Drazetic, y E. Markiewicz, [Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model], *Int. J. Crashworthiness*, vol. 12, n.º 2, pp. 101-108 (ago. 2007).

[5] J. A. Motherway, P. Verschueren, G. Van der Perre, J. Vander Sloten, y M. D. Gilchrist, [The Mechanical Properties of Cranial Bone], en*6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010).(August 1-6 2010) Singapore*, vol. 31, C. T. Lim y J. C. H. Goh, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (2010), pp. 776-779.

[6] J. Schortinghuis, T. F. Putters, y G. M. Raghoebar, [Safe Harvesting of Outer Table Parietal Bone Grafts Using an Oscillating Saw and a Bone Scraper: A Refinement of Technique for Harvesting Cortical and "Cancellous"-Like Calvarial Bone], *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 70, n.º 4, pp. 963-965 (abr. 2012).

[7] M. Hollensteiner*et al.*, [Novel bone surrogates for cranial surgery training], *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 72, pp. 49-51 (ago. 2017).

[8] M. Hollensteiner*et al.*, [Characterization of an artificial skull cap for cranio-maxillofacial surgery training], *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 29, n.º 9 (ago. 2018).

[9] R. Paz, J. Santamarta, M. D. Monzón, J. García, y E. Pei, «[An analysis of key process parameters for hybrid manufacturing by material extrusion and CNC machining], *Bio-Des. Manuf.*, vol. 1, n.º 4, pp. 237-244 (dic. 2018).

 ISBN 978-84-09-14325-2