

Impulsando la Innovación en ORL Pediátrico

Michael Mei y Tulio A Valdez

Personalización de la simulación quirúrgica mediante la impresión 3D

Simulación quirúrgica

La simulación quirúrgica se ha generalizado en respuesta a un llamado de la estandarización del entrenamiento quirúrgico y de la implementación de competencias en el currículo quirúrgico. Al mismo tiempo, ha existido una mejora significativa de las tecnologías de simulación, permitiendo que las mismas sean más realistas. La premisa de la simulación quirúrgica es muy atractiva, permite que el estudiante practique una habilidad en un entorno de baja presión, disminuyendo así el riesgo para los pacientes. También permite que se puedan realizar medidas objetivas para evaluar el nivel de experiencia de los practicantes quirúrgicos. Los métodos actuales para evaluar si un aprendiz tiene la experiencia para realizar un procedimiento se basa en el número que el o ella ha realizado durante la residencia, una distinción que no es clara debido al número de procedimientos auto-reportados.

Para determinar si el simulador quirúrgico es adecuado para el entrenamiento, se debe de realizar una validación adecuada. Esta debe de diseccionar varios aspectos del modelo para evaluar su presentación y su construcción. La validez la presentación es una medida subjetiva de cómo la simulación es físicamente similar a la vida real ¹. La validez de la construcción mide si la simulación prueba la habilidad que se supone debe de probar. En el pasado, la validez de la construcción se ha medido en tiempo hasta la finalización de un procedimiento debido a la habilidad quirúrgica. La disminución de los tiempos significaba que la simulación estaba funcionando, o que la construcción tenía validez ². Esto planteó un problema, ya que el tiempo de inicio a fin puede no reflejar la calidad general o el dominio de una habilidad. Se recomienda que los parámetros utilizados para medir el resultado de la validez del simulador se basen en el análisis de las decisiones y acciones de los cirujanos expertos durante un procedimiento. No es raro comparar el desempeño de un cirujano experimentado con un novato para evaluar adecuadamente la validez de la construcción. Independientemente del simulador, la meta es determinar si la simulación puede mejorar la educación del residente y los resultados de los pacientes.

El objetivo de este capítulo es describir el nuevo desarrollo y la reciente implementación de los métodos de la impresión en 3D en la simulación quirúrgica en otorrinolaringología pediátrica.

Impresión en 3D

La fabricación de aditivos, o la impresión en 3D, es una tecnología relativamente nueva que se desarrollo inicialmente a principios de los años 80. En 1984, Chuck Hull de 3D Systems Corporation presentó una patente para un prototipo de sistema basado en el proceso conocido como estereolitografía. A Hull se le acredita la creación de la STL (*STereoLithography*) que es un formato de archivo que se

utiliza ampliamente en el software de impresión en 3D. Recientemente, el precio de las impresoras en 3D ha disminuido significativamente, hasta los \$100 para ciertos modelos de consumo (*Peachy Printer*). El costo de los materiales también ha disminuido significativamente en los últimos 5 años. Los materiales comunes de impresión en 3D oscilan entre los \$0.048/g para el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), y \$0.107 para el poliestireno de alto impacto (HIPS)⁴.

El proceso de impresión en 3D comienza con el modelado, con la mayoría de las aplicaciones clínicas que se basan en la alta resolución de los TAC o RMN. Los datos de estos estudios se exportan al software de impresión 3D y se convierten en archivos STL. Estos archivos se convierten en un código instruyendo a la impresora a construir el objeto en tres dimensiones capa por capa. La mayoría de las impresoras suelen imprimir a 100 μm (250 DPI) de espesor por porción, aunque existen impresoras que pueden imprimir tan delgado como a 16 μm (Object Connex 3D Printer, Stratasys).

Después de la modelización, deben de considerarse los materiales a utilizar. Estos difieren dependiendo del tipo de impresora 3D. Las impresoras más usadas en la simulación de tejido óseo y blando de cabeza y cuello deben de ser impresoras 3D con inyección de tinta, y con modelado de deposición fusionada. Este tipo de impresoras utilizan alambre de plástico de uno o dos milímetros de diámetro alimentado a través de un elemento calefactor y extruido sobre una superficie plana de trabajo. El plástico extruido se enfría y endurece inmediatamente, creando así capa a capa un objeto en 3D. Las impresoras de inyección de tinta utilizan diversos polvos o resinas que se pulverizan finamente y se ajustan luz UV.

Ambos tipos de impresoras tienen ventajas y desventajas, basadas en la aplicación. Las de modelado de deposición fusionada son más limitadas en su selección de materiales, en su mayoría se utiliza plásticos duros adecuados para simular hueso. Las impresoras de inyección de tinta utilizan materiales de una mayor variedad de texturas y suavidad, así como la reproducción realista de colores. Estos tipos de impresora son más adecuados para la fabricación de tejidos blandos, como mucosa o cartílago septal, aunque estos visualmente no sean muy realistas.

Con ciertas aplicaciones, se necesita material de soporte para rellenar el espacio. Cualquier estructura similar a las estalactitas requieren material de soporte, esto debido a que durante el proceso de impresión parte del modelo no tendría el soporte necesario. Este material típicamente se retira mecánicamente o se disuelve químicamente una vez que ha finalizado la impresión. En los casos en que el material de soporte se encuentre encerrado, como a nivel de las celdillas mastoideas, no es posible eliminarlo hasta que se realice la disección del modelo.

Algunas aplicaciones hacen uso de moldes impresos en 3D moldeados posteriormente con silicona. Esto permite una simulación relativamente barata de los tejidos blandos, mientras que la impresión de tejidos blandos requiere de equipos y materiales más caros.

Dureza de Shore

Los materiales utilizados para la impresión en 3D suelen caracterizarse en función de su clasificación de en la escala de dureza de Shore. La durometría de Shore es una medida de la dureza del material, que se puede definir generalmente

como la resistencia de un material a la deformación permanente. La escala fue definida originalmente por Albert Ferdinand Shore, quien desarrolló un dispositivo utilizado para estandarizar las pruebas de dureza de los materiales en 1920.

Existen varias escalas para medir la durometría, estas dependen de las propiedades de los materiales. Por ejemplo, el comprar un material de plástico duro con un material blando y gomoso generaría resultados engañosos si se juzgaran con la misma escala. La prueba estándar del ASTM D2240-00 utiliza un total de 12 escalas, dependiendo del uso requerido. Cada escala califica un material dado con un valor entre 0 y 100, siendo el 100 el nivel de dureza máximo para una escala dada (**Tabla 1**)⁵.

Tabla 1. Escala de dureza de Shore para materiales caseros

	Extra suave	Suave	Medio Suave	Medio Duro	Duro	Extra Duro	
Shore 00	0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100						
Shore A	0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100						
Shore D	0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100						
Ítems caseros	Dulces gomosos	Plantilla de gel	Gomita	Borrador	Suela de neumático	Tacón de zapatos	Casco de seguridad

El valor real producido por una escala se correlaciona directamente con la profundidad de la deformación permanente de un material después de la aplicación de la fuerza. El dispositivo básico de la prueba de Shore utiliza una punta endurecida, un resorte calibrado, un indicador de profundidad y un pie plano prensador. Diferentes escalas varían la fuerza máxima aplicada y la forma de la punta endurecida según sea apropiado para el material a ensayar. Las escalas más comúnmente utilizadas son la A y la D. La escala A es la escala de durometría más apropiada para cauchos vulcanizados blandos y otros materiales elastoméricos. La escala D es más apropiada para los plásticos duros, como los utilizados en los cascos protectores en la construcción. Con el fin de elegir materiales que imitan el tejido humano, un valor de dureza inferior de Shore se correlaciona con tejidos más blandos, tales como el cartílago o superficies mucosas. Los valores más altos de dureza de Shore se correlaciona con el tejido óseo.

Materiales de Impresión FDM

El ABS es un material de uso común para la impresora 3D (**Tabla 2**). Es un polímero compuesto de varias proporciones de 3 monómeros: acrilonitrilo, butadieno y estireno. El cambio de la composición de cada componente altera las características del producto final, permitiendo alterar las propiedades de resistencia al calor o durabilidad del material. Para los propósitos de la impresión en 3D de hueso y otros biomateriales duros, el ABS es muy atractivo. Tiene una temperatura de transición vítrea de aproximadamente 105 Celsius, lo que significa que es capaz de ser extruido desde una boquilla de impresora 3D a esa temperatura, y luego de enfriar rápidamente en un estado más sólido. El material resultante es rígido, ha-

ciéndolo efectivo para aplicaciones, tales como carcasas duras de electrónica o modelos de hueso temporal humano. Una desventaja importante del ABS es el fuerte olor y el gas dañino lanzado al calentarse, por ejemplo con un taladro otológico.

Tabla 2 Valores de la Escala de Dureza de Shore del silicón utilizado en la impresión 3D

Material	Dureza de Shore
ABS	75 D
HIPS	50 A
PLA	80 D
SE	10 A

Otro material popular utilizado en las impresiones 3D es el ácido poliláctico (PLA). Este material difiere del ABS en varias maneras. El material en sí se deriva del almidón de maíz, es más de imprimir con el y no produce humos nocivos cuando se calienta. También puede mezclarse con muchos materiales para alterar sus características de una manera que el ABS no puede. Por ejemplo, se puede mezclar PLA con tiza finamente molida para producir un material que imita piedra (LAYBRICK, Products CC). PLA es ligeramente menos estable en temperaturas calientes debido a que su temperatura de transición vítrea es de 60 Celsius.

Materiales de relleno

Un inconveniente técnico de la impresión 3D es que las estructuras colgantes libres no se pueden imprimir sin material de apoyo. Por ejemplo, si una impresora intenta imprimir una estructura similar a una estalactita, la punta inferior no tendrá soporte durante la impresión. Esto podría abordarse mediante el uso de materiales de soporte impresos en espacios vacíos que pueden ser removidos con disolventes que no perturben el material de construcción primario. El poliestireno de alto impacto (HIPS) se utiliza con impresiones ABS u se puede disolver con limoneno. El acetato de polivinilo (PVA) se utiliza con las impresiones de PLA y se puede disolver con agua.

Impresoras de inyección de tinta

Hay una mayor variedad de materiales disponibles para su uso con impresoras de inyección de tinta. Estas utilizan cartuchos con polvo que se depositan en capas y se establecen utilizando luz UV. Modelos que se asemejan a cartílago han sido creados utilizando polvos de yeso⁶. Además, estas impresoras tienden a tener una gama más amplia de colores y materiales para escoger, pero aun no son capaces de capturar con precisión la apariencia visual de la carne humana. Estas impresoras también son más costosas de usar que sus homólogos FDM, tanto por que las propias impresoras y los materiales para la impresión son más caros. Los tipos de polvo y resinas que existen son numerosos para describirse en detalle y muchas de las formulaciones tienen licencia y no se publican fácilmente.

Aplicaciones

Modelo educativo para la miringotomía y la inserción de tubos timpánicos.

La miringotomía es uno de los procedimientos quirúrgicos más comúnmente realizados en los pacientes pediátricos. Se han desarrollado varios modelos de simulación que van desde la alta a la baja fidelidad dependiendo del costo. Nuestro

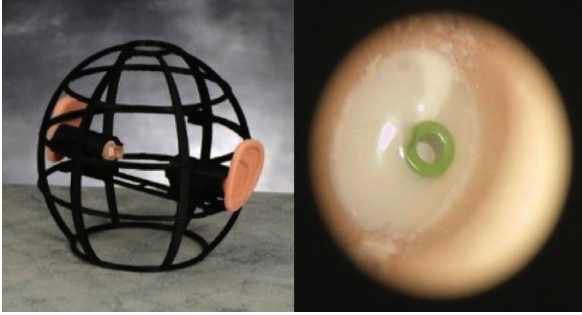


Figura 1. Imagen modular de simulador de tubo timpánico.

diseño de un modelo que utiliza una combinación de estructuras 3D impresas y moldes impresos en 3D de silicona (**Figura 1**). El modelo tiene varias configuraciones diferentes debido a su modularidad, para tener en cuenta las variaciones en la anatomía del paciente, como del diámetro del conducto auditivo externo

y el ángulo de la membrana timpánica. Esto permite que el instructor personalice el modelo dependiendo de la habilidad o experiencia del estudiante. Hemos diseñado nuestro modelo para replicar todos los pasos del procedimiento, incluyendo la eliminación del cerumen y la succión de la secreción del oído medio. Esto nos permitió experimentar con diferentes viscosidades del fluido, para simular adecuadamente la efusión del oído medio.

El modelo particular creado por nuestro grupo utilizó ácido poliláctico (PLA) para el proceso de impresión directa, así como de goma de silicona moldeada. Este método evita una de las debilidades de la impresión FDM, que es la capacidad de imprimir con materiales similares al tejido mucoso blando. El único componente directamente impreso en 3D del modelo de simulación fue el marco de sujeción en forma de cabeza. Se utilizó silicona de alto rendimiento para replicar el tejido blando de la oreja y de la membrana timpánica. Las piezas fueron diseñadas sobre la base de medidas anatómicas previamente descritas utilizando un sistema CAD Solid Edge ST7 (Siemens, Plano, Texas). El grupo utiliza una impresora 3D Makerbot Replicator 3D, una impresora de tipo 3D de modelado de deposición fundida, para crear el molde del canal auditivo externo y los moldes para los componentes de caucho de silicona. El objetivo era desarrollar un modelo de simulación de bajo costos, modular, reutilizable y altamente realista. El costo total del modelo fue de \$32.16 para todos los componentes. La membrana timpánica es el único componente no reutilizable del modelo, con un costo de \$0.07.

La validación se realizó mediante un cuestionario de 14 ítems relacionados a la validez de la presentación y el contenido. Los resultados se reflejaron favorablemente del modelo de miringotomía.

Modelo de Simulación de Laringe Pediátrica

Otra aplicación relativamente nueva de la impresión en 3D está en la simulación de la vía aérea pediátrica compleja. Los casos críticos son relativamente raros, ofreciendo a los residentes pocas oportunidades para familiarizarse con los desafíos que estas presentan. Por otra parte, algunas condiciones son tan poco comunes que los residentes no pueden ver un número “adecuado” de casos durante su formación. Los modelos actuales de simulación de las vías respiratorias están diseñados para la adquisición de habilidades básicas, utilizando modelos de maniquí que son de tejidos rígidos y menos flexibles en comparación con un

paciente real. Los modelos disponibles están diseñados para practicar intubación y broncoscopia en lugar de procedimientos que requieran de cortes y suturas dado que los mismos son caros y sus partes no son desechables. Hemos desarrollado nuestro modelo 3D impreso para representar con precisión las características de los tejidos blandos, de las condiciones tales como la laringomalacia, quistes subglóticos y las hendiduras laríngeas (**Figura 2**).

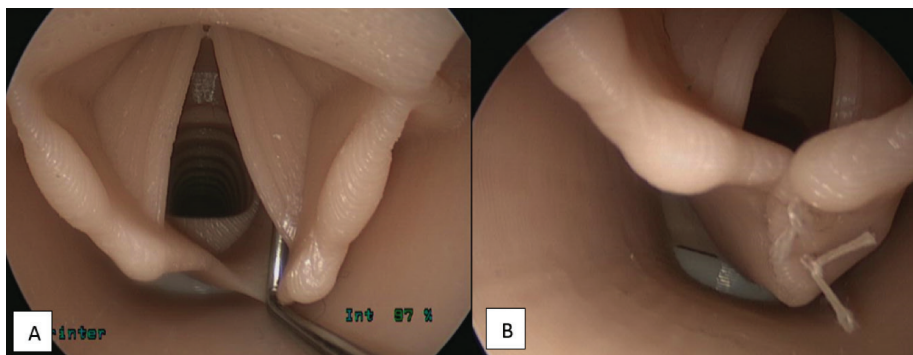


Figura 2. Imagen de una hendidura laríngea tipo 1 antes y después de la reparación.

El modelo también se creó, utilizando una combinación de estructuras impresas en 3D directas y de silicona moldeada. Se utilizó una impresora de tipo de modelación de deposición fundida para crear las estructuras creadas directamente así como los moldes. El modelo fue adaptado de una tomografía y luego fue procesado utilizando el 3D-Slicer Software 4.0 (Cambridge, MA). Varias condiciones anormales de las vías respiratorias se desarrollaron sobre la base este modelo inicial, incluyendo laringomalacia, hendidura laríngea, estenosis subglótica y quistes subglóticos. La validación de este modelo se realizó utilizando una escala de 12 ítems de la Escala de Semejanza de Tejidos teniendo en cuenta los procedimientos laringoscópicos.

Simulación Orofacial de la Cirugía de Reparación de Fisuras

Las hendiduras orofaciales son el defecto congénito más común, con aproximadamente 1:600 recién nacidos afectados por esta malformación. La cirugía es muy compleja, requiriendo usualmente ambidexteridad que solo se adquiere luego de muchas horas de práctica. Tradicionalmente, los aprendices adquieren la misma transoperatoriamente. Sin embargo, esto puede aumentar el tiempo operativo hasta en un 104%. Hemos desarrollado un nuevo modelo 3D de paladar hendido que utiliza una combinación de estructuras óseas impresas directamente y de caucho y silicona moldeada para simular la mucosa. El paladar duro esta hecho de PLA, y los moldes del paladar blando y las superficies mucosas se hicieron y se llenaron con caucho de silicona (*Dragon Skin*) (**Figura 3**). Para desarrollar un modelo de alta fidelidad el tensor del velo del paladar (TVP) se simulo utilizando un elastómero de silicona y su tendón enganchado alrededor del Hamulus. El haz neurovascular que sale por el agujero palatino mayor también fue incluido en este modelo⁷.

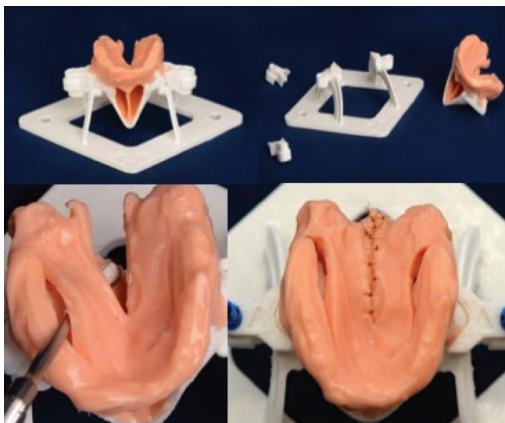


Figura 3. Imagen del simulador de paladar hendido

Las principales ventajas de este modelo incluye un precio relativamente barato, alrededor de \$10. La validación fue realizada subjetivamente por otorrinolaringólogos luego de realizar una palatoplastia de Von Lagenbeck para reparar el paladar hendido incompleto del modelo.

Simulación de Hueso Temporal

La simulación del hueso temporal mediante la impresión 3D es quizás la forma más establecida de simulación quirúrgica en otorrinolaringología pediátrica. La

anatomía de las celdillas mastoideas es extremadamente compleja y crucial para entender la cirugía otológica y requiere de disección del hueso temporal¹⁴⁻¹⁶. La mayoría de los autores utilizan los datos de las tomografías importados al *software* de impresión 3D. Los materiales pueden variar ampliamente y dependen de los tipos de impresoras disponibles en cada institución. Los modelos más complejos usan una variedad de diferentes materiales y colores para simular estructuras anatómicas importantes como el seno sigmoide y el nervio facial⁸. La validez de la presentación de este modelo se llevo a cabo usando un cuestionario de la escala de Likert con 9 puntos de 10 ítems.

Algunos autores optaron por utilizar plástico ABS, más comúnmente utilizado en muchas aplicaciones de impresión 3D⁹ con HIPS, utilizado como material de soporte. Este modelo tuvo múltiples problemas, quizás el más preocupante era el olor nocivo creado por la exposición al calor del taladro otológico. La principal ventaja del uso de ABS es que es relativamente barato así como el material por sí mismo. Las impresoras 3D utilizadas para crear modelos mejorados y validados que contengan diferentes estructuras de color dentro del modelo puede llegar a costar \$60000¹⁰ y utilizan materiales de resina y polvos patentados que cuestan \$400 por caja¹¹. Sin embargo, creemos que hay formas de disminuir los costos de los modelos, mediante la combinación de diferentes técnicas de fabricación con la impresora 3D.

Un autor demostró el uso de la simulación quirúrgica por un otorrinolaringólogo establecido, realizando una cirugía desafiante en un caso de un niño de 8 años de edad¹⁰. Un modelo de hueso temporal del niño fue creado sobre la base de datos de la tomografía y luego impreso usando una impresora de inyección de tinta, que utilizó diferentes materiales de diferentes propiedades, para permitir la simulación de tejidos blandos y duros. Se encontró que el modelo era una representación exacta de la anatomía del paciente, realizado por mediciones objetivas de la distancia dentro de puntos de referencia. No se realizó ningún estudio de validación formal sobre este modelo. En general, la fidelidad interna de los modelos impresos en 3D es precisa,¹² y debe de considerarse un complemento útil a la disección de cadáveres.

Otras Aplicaciones

Una aplicación novedosa en el uso de la impresión 3D es la simulación de la reconstrucción aural¹³. Actualmente, la técnica más común para la reconstrucción aural es tallar un marco auricular con cartílago autólogo. Sin embargo, una morbilidad significativa puede asociarse a errores técnicos en la talla, los aprendices tienen pocas oportunidades para adquirir experiencia en este procedimiento. Actualmente existen otras opciones para la simulación de esta técnica, que incluyen raíces de vegetales, cartílago costal cadavérico o materiales de impresión dental. El cartílago costal impreso en 3D puede utilizarse para simular este tejido, con las ventajas de una simulación específica del paciente, materiales más realistas y la reducción de los costos.

Se obtuvo una tomografía de alta resolución del paciente, que luego se convirtió y exportó a un *software* de modelado 3D. Se creó un modelo negativo basado en esta tomografía. El modelo negativo fue impreso en 3D. Este modelo estaba lleno de varias mezclas de silicona y de maicena pura. El modelo fue validado por 3 cirujanos independientes, con experiencia de microtías, que fueron definidos como individuos que hayan realizado al menos 50 procedimientos de reconstrucción de microtía. Los mismos clasificaron la relación 2:1 de silicona: maicena como superior a la relación a las de 5:6 y MEMOSIL-2, un material de impresión dental que se ha utilizado previamente para aplicaciones similares⁵⁻⁸. El modelo se determinó como superior a modelos existentes con mayor similitud tisular utilizando una escala de Likert de 5 puntos.

Mono-material fantasma del seno paranasal para entrenamiento endoscópico

La simulación de cirugía endoscópica sinusal se originó en un estudio realizado por Yamashita *et al* en el 2004¹⁷. El modelo consistió en 5 componentes de plástico que se ensamblan en un modelo completo de los senos. Los usuarios dieron críticas positivas hacia el modelo, en comparación con un cadáver o un paciente real. El costo del fantasma es de \$2000.

Otro modelo desarrollado más recientemente es el SIMONT (Sinus Model Oto-Rhino Neuro Trainer, Recife, Brasil), que incluye dos materiales especiales que simulan tejido óseo y blando, en contraposición con el modelo de Yamashita. Se trata de un modelo impreso en 3D que se puede utilizar para la simulación de la cirugía endoscópica sinusal con navegación. El material utilizado para simular estructuras de tejidos blandos fue Neoderma, un material con propiedades mucosas. SIMONT cuesta \$400-\$1000. Del mismo modo, se encontró que otro modelo desarrollado por Ossowski *et al*¹⁸ mejoraba el tiempo de ejecución de los procedimientos en los estudiantes de Medicina capacitados en el modelo, en comparación con los que no estaban capacitados. Los estudiantes que recibieron entrenamiento también demostraron una reducción en el dolor en los procedimientos realizados a pacientes reales, en comparación con los no entrenados.

Este fantasma fue impreso en 3D utilizando ABS, luego varios marcadores fiduciales fueron introducidos dentro del modelo para ayudar con el registro endoscópico-tomográfico⁶. La principal ventaja de este modelo en comparación con los predecesores es su costo. El modelo fue evaluado cualitativamente por

cirujanos endoscópicos utilizando endoscopios de 0 grados, No se tomaron medidas subjetivas para validar el uso del modelo entre los practicantes quirúrgicos.

Conclusiones

La tecnología detrás de la impresión 3D en la simulación quirúrgica esta todavía en pañales, relativamente hablando. Las impresoras 3D de consumo más populares disponibles, así como las más accesibles, solo han existido desde el 2009 (Makerbot Cupcake CNC). La relativa escasez de nuevos desarrollos sobre el tema de este capítulo es un reflejo de su novedad. Actualmente, los estudios de validación realizados con prototipos impresos en 3D varían ampliamente en sus criterios. Reconocemos que debe de haber una herramienta estandarizada para evaluar la efectividad de un modelo impreso en 3D para la educación de los residentes.

Además, existe una limitación en los tipos de materiales disponibles para su uso en la impresión 3D. Las impresoras FDM están algo restringidas en la impresión de materiales mas suaves y flexibles. Las impresoras de inyección de tinta en polvo o en resina son todavía bastante caras, y aun no pueden replicar la apariencia del tejido vivo. Como resultado de estas limitaciones, las simulaciones quirúrgicas se han restringido a los tipos de caso que se pueden simular y a la fidelidad de los modelos. A pesar de estas limitaciones, la impresión 3D ha tenido un papel prometedor en la formación de residentes, y solo mejorará con tiempo.

Uno de los aspectos fascinantes de la impresión 3D es la naturaleza de los códigos abiertos tecnológicos, lo que significa que las impresiones están disponibles como archivos digitales, y pueden ser utilizados libremente por cualquier persona. Este puede permitir grandes estudios multiinstitucionales utilizando el mismo modelo y puede permitir que los mejores modelos se conviertan en parte de un plan de estudios estandarizados.

Una piedra angular de la impresión 3D ha sido el libre flujo de ideas que nos ofrecen las computadoras y las impresoras 2D debe ser accesible en 3 dimensiones. El acceso limitado a la educación médica, y las restricciones en el uso de cadáveres en algunas partes del mundo, pueden dificultar o imposibilitar aspectos del entrenamiento quirúrgico. Si bien la obtención de experiencia mediante la realización de procedimientos en pacientes reales, nunca será capaz de ser reemplazado por esta tecnología, puede convertirse en una manera integral para la comunidad médica, para compartir ideas o crear nuevas tecnologías. También puede permitir la normalización de la formación de los residentes permitiendo realizar módulos de evaluación realistas y económicos. La tecnología es prometedora y esperamos que conduzca a grandes avances en el campo médico.

Referencias bibliográficas

1. Davis, David A., Paul E. Mazmanian, Michael Fordis, R. Van Harrison, Kevin E. Thorpe, and Laure Perrier. "Accuracy of Physician Self-assessment Compared With Observed Measures of Competence." *Jama* 296.9 (2006): 1094. Web.
2. Schijven, M. P., and J. Jakimowicz. "The Learning Curve on the Xitact LS 500 Laparoscopy Simulator: Profiles of Performance." *Surgical Endoscopy* 18.1 (2004): 121-27. Web.

3. Thijssen AS, Schijven MP (2008) Validation of performance metrics in virtual reality laparoscopy trainers: a systematic review of the literature. In 16th international conference of the EAES, Stockholm, Abstract no. Oo11
4. Cavanaugh, Katherine R., MD, Yvonne Tsui, MD, Valerie Cote, MD, Simon Kuder-natsch, MS, Donald R. Peterson, PhD, and Tulio A. Valdez, MD. "Pediatric Laryngeal Simulator Using 3D Printed Models: A Novel Technique." (2015): n. pag. Web.
5. Agrawal K. Bovine cartilage: a near perfect training tool for carving ear cartilage framework. *Cleft Palate Craniofac J.* 2015;52:758-760.
6. Chan, Harley H. L., Jeffrey H. Siewerdsen, Allan Vescan, Michael J. Daly, Eitan Pris-man, and Jonathan C. Irish. "3D Rapid Prototyping for Otolaryngology—Head and Neck Surgery: Applications in Image-Guidance, Surgical Simulation and Patient-Spe-cific Modeling." *PLOS ONE PLoS ONE* 10.9 (2015): n. pag. Web.
7. Cote, V., MD, JF Arbouin, BS, KR Cavanaugh, MD, and TA Valdez, MD. 3D Printed Haptic Simulation Model for the Surgical Repair of Incomplete Cleft Palates. Connecticut Children's Medical Center, n.d. Web.
8. Rose, A. S., J. S. Kimbell, C. E. Webster, O. L. A. Harrysson, E. J. Formeister, and C. A. Buchman. "Multi-material 3D Models for Temporal Bone Surgical Simulation." *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 124.7 (2015): 528-36. Web.
9. Mowry, Sarah E., Hachem Jammal, Charles Myer, Clementino Arturo Solares, and Paul Weinberger. "A Novel Temporal Bone Simulation Model Using 3D Printing Tech-niques." *Otology & Neurotology* 36.9 (2015): 1562-565. Web.
10. Engineering and Mfg Services, Inc. http://www.ems-usa.com/zcorp_zprinter_z650.html. Accessed March 17, 2015.
11. Canada Powder. <http://www.canadapowder.com/shop>. Accessed March 17, 2015.
12. Hochman, J. B., J. Kraut, K. Kazmerik, and B. J. Unger. "Generation of a 3D Printed Temporal Bone Model with Internal Fidelity and Validation of the Mechanical Con-struct." *Otolaryngology -- Head and Neck Surgery* 150.3 (2013): 448-54. Web.
13. Berens, A. M., S. Newman, A. D. Bhrany, C. Murakami, K. C. Y. Sie, and D. A. Zopf. "Computer-Aided Design and 3D Printing to Produce a Costal Cartilage Model for Simulation of Auricular Reconstruction." *Otolaryngology -- Head and Neck Surgery* 155.2 (2016): 356-59.
14. Hochman, Jordan B., Charlotte Rhodes, Dana Wong, Jay Kraut, Justyn Pisa, and Ber-tram Unger. "Comparison of Cadaveric and Isomorphic Three-dimensional Printed Models in Temporal Bone Education." *The Laryngoscope* 125.10 (2015): 2353-357.
15. Ro EY, Ridge JA, Topham NS. Using stereolithographic models to plan mandibular re-construction for advanced oral cavity cancer. *Laryngoscope.* 2007; 117(4):759–61. Epub 2007/04/07. doi: 10.1097/mlg.0b013e318031f0cf 00005537-200704000-00036 [pii]. PMID: 17415150.
16. Rose, Austin S., Caroline E. Webster, Ola L.a. Harrysson, Eric J. Formeister, Rounak B. Rawal, and Claire E. Iseli. "Pre-operative Simulation of Pediatric Mastoid Surgery with 3D-printed Temporal Bone Models." *International Journal of Pediatric Otorhinolaryn-gology* 79.5 (2015): 740-44. Web.
17. Nithiananthan S, Schafer S, Uneri A, Mirota DJ, Stayman JW, Zbijewski W, *et al.* De-mons deformable registration of CT and cone-beam CT using an iterative intensity matching approach. *Med Phys.* 2011; 38(4):1785–98. Epub 2011/06/02. PMID: 21626913.
18. Isaacs S, Fakhri S, Luong A, Citardi MJ. Intraoperative imaging for otorhinolaryngology-head and neck surgery. *Otolaryngol Clin North Am.* 2009; 42(5):765–79, viii. Epub 2009/11/17. doi: S0030-6665(09) 00130-3 [pii] doi: 10.1016/j.otc.2009.08.014 PMID: 19909857.