

Trazendo Inovações à Otorrinopediatria

Michael Mei e Tulio A Valdez

Customizando a simulação cirúrgica usando impressora 3D

Simulação cirúrgica

A simulação cirúrgica tornou-se mais generalizada, em resposta a um apelo à padronização do treinamento cirúrgico e à implementação de competências no currículo cirúrgico. Ao mesmo tempo, houve melhorias significativas nas tecnologias de simulação, permitindo simuladores mais realistas. A premissa de simulação cirúrgica é muito atraente — o estagiário é autorizado a praticar uma habilidade em um ambiente com estresse emocional menor, diminuindo o risco para os pacientes. Seria também abrir a porta para medidas objetivas, que possam avaliar os níveis de experiência dos formandos cirúrgicos. Os métodos atuais de avaliação, para verificar se um médico residente tem experiência para realizar um procedimento, dependem do número de procedimentos cirúrgicos que ele(a) realizou durante o treinamento na residência. Uma distinção que não é clara, devido ao número (auto-relatado) de procedimentos realizados.

Para determinar se o simulador cirúrgico é adequado para o treinamento do residente, a validação deverá ser realizada. Esta avaliação deve dissecar diferentes aspectos do modelo para avaliar sua “validade da face”. A “validade de face” é a medida subjetiva de como fisicamente semelhante é a simulação na vida real ¹. Devemos construir medidas de validade para avaliar se a simulação testa a habilidade cirúrgica a que se destina. No passado, o treinamento cirúrgico era medido pelo tempo levado até a conclusão de um determinado procedimento, ou pela habilidade cirúrgica do médico. Diminuir o tempo cirúrgico, significava que a simulação estava funcionando, ou que ela tinha alguma validade de construção ². Isto colocou um problema, pois o tempo até a conclusão pode não refletir a qualidade geral ou o domínio de uma habilidade. Recomenda-se que os parâmetros de resultado para medir a validade do simulador devem ter como base a análise das decisões e ações dos cirurgiões especialistas durante os procedimentos ³. Não é incomum comparar o desempenho de um cirurgião experiente *versus* um iniciante para avaliar adequadamente a validade de construção. Independentemente do simulador, o objetivo final é verificar se a simulação pode melhorar a educação dos residente e, com isso, os resultados sejam refletidos aos pacientes.

O objetivo deste capítulo é descrever os novos desenvolvimentos e implementação recente dos métodos de impressão 3D, em simulação cirúrgica na otorrinolaringologia pediátrica.

Impressora 3D

A fabricação de aditivos, ou impressão 3D, é uma tecnologia relativamente nova, desenvolvida inicialmente no início dos anos 80. Em 1984, Chuck Hull da 3D Systems Corporation apresentou uma patente para um protótipo de sistemas, com base em um processo conhecido como estereolitografia. Hull é creditado

como o indivíduo que criou o formato de arquivo STL (*STereoLithography*), o qual é amplamente utilizado em *software* de impressão 3D. Recentemente, o preço das impressoras 3D diminuiu significativamente, tão baixo quanto US\$ 100 para certos modelos de consumo (*Peachy Printer*). O custo dos materiais também diminuiu significativamente nos últimos cinco anos. Os materiais de impressão em 3D comuns variam de US\$ 0,048 / g para o acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), a US\$ 0,107 para o poliestireno de alto impacto (HIPS) ⁴

O processo de impressão 3D começa com a modelagem, com a maioria das aplicações clínicas, dependendo de *scans* da tomografia de alta resolução ou da ressonância magnética. Os dados desses *scans* são exportados para o *software* de impressão 3D e convertidos em arquivos STL. Esses arquivos são convertidos em código, instruindo a impressora a construir o objeto em 3 dimensões, em um método do tipo camada por camada. A maioria das impressoras normalmente imprime a 100 um (250 DPI) de espessura por fatia, embora existam impressoras que possam imprimir tão fino quanto 16 um (Objet Connex 3D Printer, Stratasys).

Após a modelagem, os materiais a serem utilizados devem ser considerados. Os materiais disponíveis são diferentes, dependendo do tipo de impressora 3D. As impressoras mais utilizadas, na simulação de tecidos ósseo e mole da cabeça e pescoço, envolvem impressoras de modelagem de deposição fundida e impressoras 3D tipo jato de tinta. As impressoras de modelagem de deposição fundida usam um fio de plástico, normalmente, com um a dois milímetros de diâmetro, alimentado através de um elemento de aquecimento e extrudido para uma superfície de trabalho plana. O plástico extrudido imediatamente esfria e endurece, e um objeto 3D é criado camada por camada. As impressoras a jato de tinta usam vários pós ou resinas que são finamente pulverizados e ajustados, usando luz ultra violeta (UV).

Ambos os tipos de impressoras têm vantagens e desvantagens, com base na sua aplicação. As impressoras de modelagem de deposição fundida são mais limitadas, em sua seleção de materiais, principalmente com plásticos duros, que são adequados para a simulação de tecido ósseo. As impressoras a jato de tinta utilizam materiais com uma maior variedade de texturas e suavidade, bem como reprodução de cores mais realista. Estes tipos de impressoras são mais adequados para a fabricação de tecidos moles, como a mucosa ou a cartilagem septal, embora a reprodução destes tecidos ainda não seja muito visualmente realista.

Com determinadas aplicações, o material de apoio é necessário para preencher o espaço. Qualquer estrutura tipo "estalactite" requer material de suporte, pois durante o processo de impressão, parte do modelo seria não suportado. Este material é tipicamente removido de modo mecânico, ou dissolvido quimicamente, após a impressão. Nos casos em que o material de suporte estiver encaixado, tal como ocorre dentro das células de ar da mastoide, não pode ser evacuado até durante a dissecação do modelo.

Algumas aplicações fazem uso de moldes impressos em 3D, e posteriormente são moldados usando silicone. Isso permite uma simulação relativamente barata dos tecidos moles, enquanto que a impressão direta dos tecidos moles requer equipamentos e materiais mais caros.

Dureza Shore

Materiais utilizados para impressão 3D são, muitas vezes, caracterizados com base em uma escala de durometria chamada Shore. A durometria Shore é uma medida da dureza de um material, que pode geralmente ser definida como a resistência de um material à indentação permanente. A escala foi originalmente definida por Albert Ferdinand Shore, que desenvolveu um dispositivo usado para padronizar os testes de dureza de materiais, em 1920.

Existem várias escalas diferentes para medir o durômetro, acomodando materiais com propriedades diferentes. Por exemplo, comparar um material plástico duro com um material macio emborrachado produziria resultados enganosos se fossem julgados na mesma escala. A norma de teste ASTM D2240-00 exige um total de 12 escalas, dependendo do uso pretendido. Cada escala classifica um dado material com um valor entre 0 e 100, com 100 indicando o nível de dureza máximo para uma dada escala (**Tabela 1**).⁵

Tabela 1. Escalas de dureza Shore em exemplos de materias diversos

	Extra macio	Macio	Médio Macio	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 caseiros	Bala de goma	Sola de gel	Elástico	Borracha	Pneu	Salto de sapato	Capacete			

O valor real produzido por uma escala correlaciona-se diretamente com a profundidade de indentação em um material, após aplicação de força. O dispositivo básico do teste Shore usa um indentedor endurecido, uma mola calibrada, um indicador de profundidade e um pé que aperta no plano (*flat presser foot*). Escalas diferentes irão variar a força máxima aplicada e a forma do indentedor adequado, conforme o material a ser testado. As escalas mais comuns utilizadas são A e D. A escala A é a escala de durômetro mais apropriada para borrachas vulcanizadas macias e outros materiais tipo elastômeros. A escala D é mais apropriada para os plásticos duros, tais como os plásticos usados nos capacetes de proteção, usados na construção. Para efeitos de escolha de materiais para imitar o tecido humano, um valor de dureza inferior correlaciona-se com tecidos mais macios, tais como cartilagens ou superfícies mucosas. Valores maiores de dureza Shore são relacionados com tecido ósseo.

Materiais para impressoras FDM

O ABS é um material comumente usado para impressão 3D (**Tabela 2**). É um polímero composto por proporções variadas de 3 monômeros: acrilonitrilo, butadieno e estireno. Alterar a composição de cada componente altera as características do produto final, tornando possível alterar as propriedades de resistência ao calor ou de durabilidade do material. Para efeitos de impressão 3D de ossos e outros biomateriais duros, o ABS é muito atraente. Tem uma temperatura de transi-

ção vítrea de cerca de 105 graus Celsius, significando que é capaz de ser extrudido a partir de um bocal da impressora 3D, a essa temperatura, e depois arrefecer rapidamente para um estado mais sólido. O material resultante é rígido, tornando-o eficaz para aplicações como invólucros rígidos de eletrônica ou modelos de osso temporal humano. Um grande inconveniente de ABS é o odor forte e gases nocivos, liberados quando aquecido, como com uma broca cirúrgica de uso otológico.

Tabela 2 Valores da escala de dureza Shore da borracha siliconizada usada na impressora 3D.

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

Um outro material popular usado em impressoras FDM 3D é o ácido polilático (PLA). Este material difere do ABS de várias maneiras. O material em si é derivado de amido de milho, sendo mais fácil de imprimir, e não produz fumaça nociva quando aquecido. Também pode ser misturado com muitos materiais diferentes para alterar suas características, de uma forma que o ABS não pode. Por exemplo, o PLA pode ser misturado com giz finamente moído para produzir um material que pode imitar pedra (LAYBRICK, Produtos CC). O PLA é ligeiramente menos estável em temperaturas quentes devido à sua temperatura de transição de vidro de 60 graus Celsius.

Materiais de preenchimento

Uma desvantagem técnica da impressão 3D é que as estruturas que ficam penduradas livremente não podem ser impressas sem material de suporte. Por exemplo, se uma impressora estiver tentando imprimir uma estrutura tipo “estalactite”, a ponta inferior da “estalactite” não seria suportada por qualquer coisa durante a impressão. Isto é resolvido pela utilização de materiais de suporte impressos em espaços vazios, que podem ser dissolvidos com solventes que não dissolvam o material de construção primário. O poliestireno de alto impacto (HIPS) é usado com impressões ABS e pode ser dissolvido com limoneno. O acetato de polivinil (PVA) é utilizado com impressões de PLA e pode ser dissolvido em água.

Impressoras tipo jato de tinta

Há uma grande variedade de materiais que estão disponíveis para uso com impressoras de jato de tinta. Estas impressoras usam cartuchos de pó que são depositados em camadas definidas pela luz ultra violeta (UV). Modelos que se assemelham à cartilagem e tecidos moles foram criados, usando pó de gesso ⁶. Além disso, essas impressoras tendem a ter uma gama mais ampla de cores de material para escolher, mas elas ainda não são capazes de capturar, com precisão, a aparência visual da carne humana. Estas impressoras também são mais caras para o uso do que suas contrapartes FDM, porque as próprias impressoras e os materiais utilizados para a impressão são caros. Os tipos de pós e resinas que existem são demasiado numerosos para descrever em pormenor e muitas formulações são de domínio privado e não são facilmente expostas ao público.

Aplicações

Modelo educacional para miringotomia e tubo de ventilação

A miringotomia é um dos procedimentos cirúrgicos mais comuns, realizados em pacientes pediátricos. Vários modelos de simulações foram desenvolvidos, variando de alta fidelidade a baixa fidelidade com baixo custo. Nosso modelo foi projetado usando uma combinação de estruturas 3D impressas e moldes 3D impressos para silicone (**Figura 1**). O modelo tem várias configurações diferentes, devido à sua facilidade para modular, atendendo às variações na anatomia do paciente, como o diâmetro do conduto auditivo externo e o ângulo da membrana timpânica. Isso permite que o instrutor personalize o modelo, dependendo da habilidade ou experiência do aluno. Projetamos o nosso dispositivo para replicar todas as etapas do procedimento, incluindo a remoção de cerúmen do ouvido e a sucção de secreção da orelha média. Isso nos permitiu experimentar diferentes viscosidades de secreção, simulando adequadamente a secreção da orelha média.

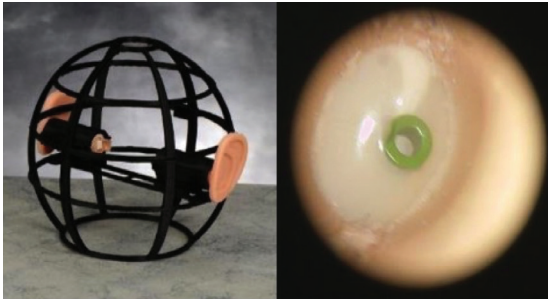


Figura 1. Imagem de um simulador modular para inserção de tubo de ventilação

O modelo em particular, criado por nosso grupo, usou ácido polilático (PLA) para o processo de impressão direta, bem como borracha de silicone fundida. Este método ignora uma das fraquezas da impressão FDM, que é a capacidade de imprimir com materiais semelhantes ao tecido mucoso macio. O único componente impresso diretamente na impressora 3D, para a simulação, foi a moldura para a fixação em forma de cabeça. Utilizou-se um silicone de alto desempenho para replicar o tecido mole do pavilhão auricular e da membrana timpânica. As peças foram projetadas com base em medidas anatômicas previamente descritas usando um sistema CAD Solid Edge ST7 (Siemens, Plano, Texas). O grupo usou uma impressora Makerbot Replicator Desktop 3D, uma impressora 3D tipo modelagem de deposição fundida, para criar o elenco do conduto auditivo externo e moldes para os componentes de borracha de silicone. O objetivo do modelo era desenvolver um modelo de simulação altamente realista, barato, modular e reutilizável. O custo total do modelo foi de US \$ 32,16 para todos os componentes. A membrana timpânica é o único componente não reutilizável do modelo, mas custa apenas US \$ 0,07.

A validação foi realizada por meio de um questionário com 14 itens. Os resultados refletiram favoravelmente no modelo de miringotomia.

Modelo para simulação laringea pediátrica

Outra aplicação relativamente nova da impressão 3D está na simulação para as vias aéreas pediátricas complexas. Casos críticos de via aérea são relativamente raros, proporcionando aos residentes poucas oportunidades de se familiarizarem com os desafios associados. Além disso, algumas condições das vias aéreas pediátricas são tão raras que um residente pode não ver um número "adequado"

de casos durante a sua formação. Modelos atuais de simulação de via aérea são projetados para aquisição de habilidades básicas, usando modelos de manequim que são de tecido rígido e menos flexível, em comparação com um paciente real. Os modelos atuais disponíveis são concebidos para praticar intubação e broncoscopia, em vez de procedimentos que requerem corte e sutura, uma vez que os modelos são caros e as suas peças não descartáveis. Desenvolvemos nosso modelo 3D impresso para representar com precisão as características dos tecidos moles, enquanto replicamos as condições específicas das vias aéreas pediátricas, como laringomalácia, cistos subglóticos e fendas laringeas (**Figura 2**).

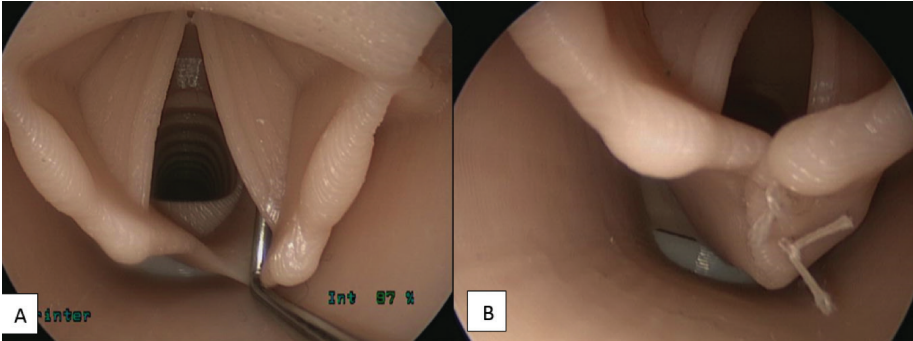


Figura 2. Imagem de uma fissura laringea tipo 1 antes e após o reparo

O modelo também foi criado, usando uma combinação de estruturas impressas diretas em 3D diretas e silicone fundido. Utilizou-se uma impressora do tipo de modelação, com deposição fundida, para criar as estruturas diretamente impressas e os moldes. O modelo foi adaptado a partir de uma tomografia computadorizada e depois processado, utilizando 3D-Slicer Software 4.0 (Cambridge, MA). Várias condições anormais das vias aéreas foram desenvolvidas, com base neste modelo inicial, incluindo laringomalácia, fenda laríngea, estenose subglótica e cistos subglóticos. A validação deste modelo foi feita, utilizando-se uma Escala de Tecidos com 12 itens, que foi desenvolvida levando em consideração os procedimentos laringoscópicos.

Simulação para reparo de fissura do palato

As fissuras lábio-palatinas são o defeito congênito mais comum, com aproximadamente 1: 600 crianças nascidas acometidas por esta malformação. A cirurgia é muito complexa, exigindo ambidestria que só pode ser adquirida, através de muitas horas de prática. Tradicionalmente, os formandos recebem experiência intra-operatória. No entanto, isso pode aumentar o tempo operatório em até 104%. Desenvolvemos um novo modelo 3D para fissura palatina, usando uma combinação de estruturas ósseas diretamente impressas e borracha de silicone moldada, para simular a mucosa. O palato duro é feito de PLA, e os moldes do palato mole e superfícies mucosas foram feitos e preenchidos com borracha de silicone (pele de dragão) (**Figura 3**). Para desenvolver um modelo de alta fidelidade o músculo tensor do véu palatino (TVP) foi simulado usando elastômero de silicone e seu tendão enganchado ao redor do *hamulus*. O grupo neurovascular que sai do forame palatino maior também foi incluído neste modelo. ⁷

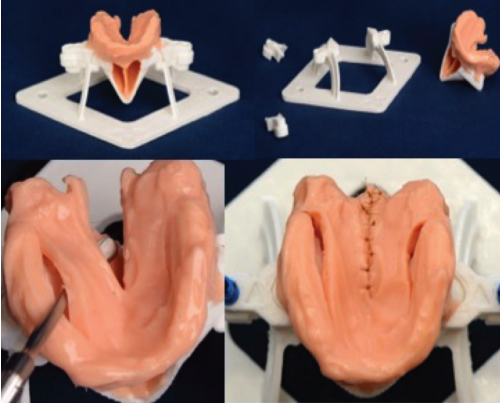


Figura 3. Imagem do simulador para o reparo de fissura do palato.

As principais vantagens deste modelo incluem o preço relativamente barato de US\$ 10. A validação foi realizada subjetivamente por otorrinolaringologistas, após realização de uma palatoplastia de von Lagenbeck para reparar a fissura palatina incompleta, no modelo.

Simulação para o osso temporal

A simulação do osso temporal, usando a impressão 3D, é talvez a forma mais consagrada de simulação cirúrgica na otorrinolaringologia pediátrica. A anatomia das células de ar dentro da mastoide é

extremamente complexa e crucial para o entendimento na cirurgia otológica, a qual requer a dissecação do osso temporal¹⁴⁻¹⁶. A maioria dos autores utiliza dados de tomografia computadorizada (TC) importados para *software* de impressão 3D. Os materiais podem variar muito e dependem dos tipos de impressoras disponíveis, para uma determinada instituição. Os modelos mais complexos usam uma variedade de materiais diferentes com cores variadas, para simular estruturas anatômicas importantes, como o nervo facial ou o seio sigmóide⁸. A validação facial deste modelo foi realizada usando um questionário de escala Likert de 9 pontos com 10 itens.

Alguns autores⁹ optaram por usar o plástico ABS comum, empregado em muitas aplicações de impressão 3D com HIPS, usado como material de suporte. Vários problemas apareceram com este modelo, talvez o mais preocupante seja o odor nocivo criado pela exposição ao calor da broca cirúrgica otológica. A principal vantagem do uso do ABS é que as impressoras que podem utilizar este material são relativamente baratas, bem como o próprio material. As impressoras 3D usadas para criar modelos melhores e validados, contendo diferentes estruturas coloridas, podem ser tão custosas quanto por ex. US\$ 60.000¹⁰ e usam materiais como pó e resina que custam >\$ 400 por recipiente¹¹. Nós acreditamos, no entanto, que há maneiras de diminuir os custos dos modelos, combinando diferentes técnicas de fabricação com a impressão 3D.

Um autor¹⁰ demonstrou o uso da simulação cirúrgica por um otorrinolaringologista, realizando a cirurgia de ouvido, em uma criança com oito anos de idade, em um caso complicado e desafiador. Foi criado um modelo de osso temporal da criança, com base em dados da TC da mesma e, em seguida, o modelo foi impresso, usando uma impressora de jato de tinta que utilizou materiais de propriedades variadas, permitindo a simulação de tecidos duros e moles. O modelo foi aceito para ser uma representação precisa da anatomia do paciente, como observado por medições objetivas da distância entre marcos importantes. Nenhum estudo formal de validação foi realizado neste modelo. Em geral, a fidelidade interna dos modelos impressos em 3D é precisa¹² e deve ser considerada como um complemento útil para a dissecação em cadáver.

Outras aplicações

Uma nova aplicação é o uso da impressão 3D na simulação da reconstrução auricular¹³. Atualmente, a técnica a mais comum para a reconstrução auricular é cinzelando uma estrutura da cartilagem auricular a partir da cartilagem autógena. No entanto, morbidade significativa pode estar associada com erros técnicos no ato cirúrgico, havendo poucas oportunidades para os médicos em formação ganhar experiência, realizando este procedimento. Existem outras opções atualmente para a simulação deste procedimento, incluindo vários vegetais de raiz, cartilagem costal de cadáver ou material de impressão dentária. A cartilagem costal impressa em 3D é usada para simular este tecido, com as vantagens, incluindo uma simulação específica do paciente, para materiais mais realistas e redução do custo.

Uma TC de alta resolução foi obtida do paciente, que foi então convertida e exportada para um *software* de modelagem 3D. Um modelo negativo foi criado com base nessa TC exportada. O modelo negativo então impresso em 3D foi preenchido com misturas variadas de silicone e amido de milho puro. O modelo foi validado por 3 cirurgiões independentes que realizavam cirurgia para microtia, definidos como médicos que realizaram pelo menos 50 reconstruções de microtias. Os cirurgiões classificaram a proporção 2:1 de silicone/amido como sendo superior ao MEMOSIL-2, um material de impressão dentária que foi previamente utilizado para aplicações semelhantes^{5,8}. O modelo foi determinado como sendo superior a modelos existentes, com maior semelhança tecidual usando uma escala Likert de 5 pontos.

Treinamento para endoscopia das cavidades paranasais com mono-material

A simulação da cirurgia sinusal endoscópica originou-se em primeiro lugar de um estudo feito por Yamashita *et al* em 2004¹⁷. O modelo consistiu de cinco componentes feitos de plástico, montados em um modelo completo das cavidades sinusais. Os usuários comentaram positivamente sobre o modelo de treinamento, quando comparado ou com um cadáver ou com um paciente real. O custo é de US\$ 2000.

Outro modelo desenvolvido mais recentemente é o SIMONT (Modelo Sinus Oto-Rhino Neuro Trainer, Recife, Brasil), que inclui dois materiais especiais que simulam tecido ósseo e tecidos moles, em oposição ao modelo Yamashita. Envolveu um modelo impresso em 3D, sendo passível de ser usado para simulação de cirurgia sinusal endoscópica com navegação. O material utilizado para simular estruturas de tecidos moles foi o Neoderma, que tem propriedades mucosas. SIMONT custa US \$ 400 – \$ 1000. Da mesma forma, um outro modelo de Ossowski *et al*.¹⁸ foi desenvolvido para melhorar o tempo de desempenho do procedimento para estudantes de Medicina treinados no modelo, em oposição aos estudantes não treinados. Os alunos que receberam treinamento utilizando o modelo também demonstraram uma redução da dor, nos procedimentos feitos em pacientes reais, em comparação com os alunos não treinados.

O modelo para simulação na cirurgia endoscópica nasossinusal foi impresso em 3D usando ABS, quando vários marcadores confiáveis foram introduzidos artificialmente e colocados em diferentes locais, dentro do modelo, para ajudar com o registro da endoscopia auxiliada pela TC⁶. A principal vantagem deste modelo em relação aos predecessores é seu custo. O modelo foi qualitativamente avaliado

por cirurgiões experientes na cirurgia sinusal endoscópica, com endoscopia rígida de zero grau. Não foram tomadas medidas objetivas para validar o uso do modelo entre os estagiários cirúrgicos.

Conclusão

A tecnologia por trás da impressão 3D na simulação cirúrgica ainda está engatinhando. As impressoras 3D mais populares, disponíveis ao consumidor, bem como as mais acessíveis, só existem desde 2009 (Makerbot Cupcake CNC). A escassez relativa de novos desenvolvimentos sobre o tema deste capítulo é um reflexo de sua novidade. Atualmente, os estudos de validação realizados com protótipos impressos em 3D variam amplamente em seus critérios. Reconhecemos que ainda tem de haver uma ferramenta padronizada para avaliar a eficácia de um módulo impresso 3D, na educação do médico residente.

Além disso, existe uma limitação nos tipos de materiais disponíveis para utilização na impressão 3D. Impressoras FDM são um pouco restritas na impressão mais suave, materiais mais flexíveis. As impressoras de jato de tinta em pó ou resina ainda são bastante caras e podem não replicar como o tecido parece visualmente. Como resultado dessas limitações, as simulações cirúrgicas têm sido restritas nos tipos de casos que podem ser simulados e na fidelidade dos modelos. Apesar destas limitações, a impressão 3D tem tido um papel promissor na formação dos residentes e só irá melhorar com o tempo.

Um dos aspectos fascinantes da impressão 3D é a natureza de código aberto da tecnologia, o que significa que “impressões” estão disponíveis como arquivos digitais e podem ser usadas livremente por qualquer pessoa. Isto poderá permitir estudos multi institucionais mais amplos, usando o mesmo modelo, permitindo que os melhores modelos tornem-se parte de um currículo padronizado. Uma pedra angular da impressão 3D tem sido que o livre fluxo de idéias oferecidas a nós, por computadores e impressoras 2D, deve ser acessível em 3 dimensões. O acesso limitado ao ensino médico e as restrições ao uso de cadáveres, em algumas partes do mundo, podem dificultar ou impossibilitar aspectos do treinamento cirúrgico.

A experiência, através da realização de procedimentos em pacientes reais, nunca será capaz de ser substituído por esta tecnologia, porém esta pode tornar-se uma forma, para a comunidade médica, de compartilhar idéias ou até mesmo criar novas tecnologias. Pode também permitir a normalização da formação dos residentes, permitindo a realização de módulos de avaliação realistas e baratos. A tecnologia é promissora e esperamos que leve a grandes avanços no campo da Medicina como um todo.

Referências 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 Kudernatsch, 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 Prisman, and Jonathan C. Irish. "3D Rapid Prototyping for Otolaryngology—Head and Neck Surgery: Applications in Image-Guidance, Surgical Simulation and Patient-Specific 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 Otolaryngology, 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 Techniques." *Otolaryngology & 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 Construct." *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 Bertram 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 reconstruction 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 Otorhinolaryngology* 79.5 (2015): 740-44. Web.
17. Nithianathan S, Schafer S, Uneri A, Mirota DJ, Stayman JW, Zbijewski W, *et al.* Demons 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.