

CAPÍTULO 10

MODELOS CARDÍACOS PERSONALIZADOS EM IMPRESSÃO 3D: UMA NOVA ABORDAGEM PARA O PLANEJAMENTO CIRÚRGICO

Gustavo Travassos Gama

RESUMO

A impressão 3D tem revolucionado diversas áreas da medicina, especialmente no planejamento cirúrgico. A criação de modelos cardíacos personalizados a partir de imagens de ressonância magnética (RM) ou tomografia computadorizada (TC) permite que cirurgiões visualizem e manipulem a anatomia específica de cada paciente antes da realização de procedimentos complexos. Este avanço tecnológico não apenas melhora a precisão cirúrgica, mas também aumenta a confiança dos médicos e a segurança dos pacientes. Os modelos impressos em 3D oferecem uma representação física e tátil do coração, permitindo que os cirurgiões pratiquem e planejem suas abordagens cirúrgicas. Isso é particularmente valioso em casos de anomalias cardíacas congênitas, onde a anatomia pode ser altamente variável. A capacidade de personalizar os modelos baseados nas características anatômicas individuais ajuda na identificação de potenciais complicações e na escolha das melhores técnicas cirúrgicas. Além disso, a impressão 3D facilita a comunicação entre a equipe médica e os pacientes. Os modelos físicos podem ser utilizados para explicar procedimentos complexos, proporcionando aos pacientes uma melhor compreensão de suas condições e do tratamento proposto. Isso pode resultar em uma maior satisfação e adesão ao tratamento. O uso de impressão 3D também tem implicações econômicas significativas. Embora a tecnologia inicial possa representar um investimento considerável, a redução de complicações cirúrgicas e a melhoria nos resultados clínicos podem levar a uma diminuição nos custos gerais de saúde. Com a evolução contínua das tecnologias de impressão e a redução dos custos de materiais, espera-se que a adoção de modelos cardíacos impressos em 3D se torne ainda mais comum nas práticas cirúrgicas. Em resumo, a impressão 3D de modelos cardíacos está se consolidando como uma ferramenta essencial no planejamento cirúrgico, promovendo uma abordagem mais precisa e personalizada, melhorando a comunicação com os pacientes e potencialmente resultando em melhores desfechos clínicos. A integração dessa tecnologia na prática médica representa um passo significativo em direção a cirurgias mais seguras e eficazes.

Palavras-chave: Impressão 3D. Anatomia cardíaca. Planejamento cirúrgico. Tecnologia médica. Simulação cirúrgica.

1. INTRODUÇÃO

O planejamento pré-operatório é importante para o sucesso cirúrgico, podendo reduzir os riscos e o tempo gasto na sala cirúrgica. Experiência prévia e exames de imagens são os pilares do planejamento pré-operatório padrão. Mas, a falta de preparo prático e capacidade de visualização, muitas vezes, deixam os cirurgiões mal equipados antes do procedimento. Modalidades comumente usadas para planejamento cirúrgico, como ressonância magnética (RM) e tomografia computadorizada (TC), são incapazes de retratar com precisão a complexidade das estruturas anatômicas, deixando os especialistas conceituarem reconstruções bidimensionais (2D) em três dimensões. As renderizações tridimensionais virtuais (3D) promoveram avanços na eficácia do planejamento pré-operatório, mas muitas vezes não conseguem representar totalmente a realidade da anatomia do paciente. Além disso, sua intangibilidade torna a simulação cirúrgica difícil, especialmente para cirurgias complexas^{1,2}.

Uma solução inovadora para o planejamento pré-operatório e suas limitações atuais é apresentada pela impressão 3D. Uma tecnologia em rápido desenvolvimento, a impressão 3D permite construir, camada por camada, modelos anatomicamente detalhados³. Ela tem uma infinidade de aplicações em ambientes clínicos, particularmente na criação de modelos específicos do paciente para planejamento cirúrgico. Uma revisão sistemática descobriu que 82% dos estudos sobre impressão 3D e planejamento pré-operatório observaram melhores resultados cirúrgicos quando modelos impressos em 3D foram utilizados no lugar do planejamento pré-operatório padrão. Mais de 50% dos estudos avaliados demonstraram uma redução no tempo da cirúrgico².

2. DEFINIÇÃO DE IMPRESSÃO 3D

A impressão tridimensional (3D) é baseada em tecnologia adicional em que camadas de materiais são gradualmente colocadas para criar objetos 3D. Objetos são criados por adição controlada de material, em vez de subtração. A tecnologia, que começou como um método usado para prototipagem rápida, foi patenteada por Charles Hull, em 1984, que descreveu sua invenção como um sistema para gerar objetos tridimensionais, criando um padrão transversal do objeto a ser formado em uma superfície selecionada de um meio fluido, capaz de alterar seu estado físico em resposta à estimulação sinérgica apropriada. Hull é considerado o inventor do método de estereolitografia (SLA), que é baseado na solidificação de camadas de resina fotopolímero⁴.

Historicamente, a impressão 3D foi desenvolvida para uso industrial e de engenharia. No início, se concentrou na prototipagem rápida, gerando modelos físicos de um componente ou sistema para fins de visualização. Uma

tecnologia desenvolvida para permitir a fabricação rápida de produtos complexos completos⁵. O campo da impressão 3D se encontra em rápida evolução na indústria médica, assim como na maioria dos setores. Ultimamente, até mesmo assimilada em muitas famílias, que a adquirem devido às opções de custo reduzido no mercado e a sua capacidade de impressão⁵.

Definida como a seleção de terapias apropriadas, com base no conteúdo genético do paciente ou outra análise molecular ou celular, a medicina personalizada é uma abordagem que hoje se desenvolve de forma rápida, a exemplo do tratamento. Impressão 3D e medicina personalizada, nesse caso, corresponde ao uso de imagens 3D para planejar e criar soluções baseadas na estrutura física de um tecido específico².

3. TECNOLOGIAS DE IMPRESSÃO 3D

Atualmente, existem diferentes métodos de classificação para as diversas modalidades de impressão. Uma maneira de classificar os métodos de impressão depende do material básico usado: sólido, líquido e pó. Há muita confusão entre os profissionais de saúde sobre as diferenças entre tecnologias para impressão 3D. A maioria, por exemplo, não sabe a diferença entre sinterização seletiva a laser, sinterização direta a laser de metal e fusão seletiva a laser, todas elas membros dos métodos baseados em pó. As diferenças, vantagens e desvantagens dos principais métodos de cada grupo, nesse caso, são^{6,7}:

- **Baseado em líquido** – esta categoria contém a forma mais antiga de prototipagem rápida, SLA. A estereolitografia é baseada em um laser ultravioleta que polimeriza resina fotocurável, solidificando áreas específicas em camadas em uma plataforma móvel, que desce conforme o processo avança para um recipiente de resina, assim camadas sucessivas de resina são curadas umas sobre as outras.
- **Base sólida** – um exemplo comum de modalidade de impressão de base sólida é a modelagem de deposição fundida (MDF), que se baseia na deposição contínua de material. Neste método, camadas são criadas pela deposição de um material termoplástico amolecido pelo calor. Este método é usado na maioria das impressoras econômicas de consumo.
- **Baseado em pó** – a sinterização seletiva a laser (SSL) é baseada em um leito de pó, no qual um laser de alta potência aquece as partículas de pó a um ponto em que elas podem se fundir no nível molecular, formando uma camada sólida. A bandeja então desce e uma nova camada é fundida sobre a anterior. A fusão seletiva a laser (FSL) é um pouco diferente. Quando o laser aquece o pó do material até um pouco abaixo do ponto de fusão, é considerado SSL, e quando aquece até um pouco acima do ponto de fusão, é conhecido como FSL. As diferenças estão, principalmente, na porosidade do material. Na SSL há alguma porosidade, que não existe na FSL. Por outro lado,

a FSL requer uma substância mais pura, enquanto a SSL ligas podem ser usadas. O termo 'sinterização direta a laser de metal' se refere ao mesmo processo que a FSL, mas inclui apenas ligas metálicas, enquanto a SSL usa uma variedade de materiais. Outra tecnologia com popularidade crescente é a fusão por feixe de elétrons (FFE). É semelhante à FSL, sendo a diferença o uso de um feixe de elétrons em vez de laser.

É importante definir qual é o objetivo da impressão. Para imprimir modelos para permitir a pré-adaptação de placas de fixação, apresentar achados ou planejamento pré-operatório da cirurgia, pode-se usar SLA ou MDF. Ao imprimir implantes, a SSL geralmente mais indicada. Técnicas comuns de esterilização para objetos usados intraoperatoriamente ou para implantação incluem esterilização por alta temperatura, química ou radiação⁸. É importante lembrar que muitos materiais usados para criar guias cirúrgicos são sensíveis ao calor, devido ao seu baixo ponto de fusão e, portanto, requerem protocolos especiais de esterilização, como óxido de etileno⁸⁻¹⁰.

Em contraste com SLA e MDF, que muitas vezes requerem estruturas de suporte para imprimir saliências em objetos, a SSL não precisa de suportes, pois o pó circundante suporta as partes não conectadas. Isso permite a impressão de geometrias anteriormente impossíveis. Na SLA e MDF, os suportes são essenciais, devido ao tempo necessário para o material termoplástico endurecer e, portanto, para a ligação das camadas¹¹.

4. FUNDAMENTOS DA IMPRESSÃO 3D

Para facilitar o uso da impressão 3D em ambientes clínicos, é importante que os médicos se familiarizem com as tecnologias, materiais e técnicas por trás desse processo. A metodologia da impressão 3D difere com o resultado desejado, e certos métodos são mais adequados para recriar certas anatomias. A seleção adequada de técnica e materiais é necessária, para criar um modelo preciso para uso clínico. Portanto, é importante que os médicos estabeleçam uma compreensão holística dos aspectos técnicos da impressão 3D¹.

Conforme mencionado, a técnica de impressão 3D – também conhecida como manufatura aditiva ou prototipagem rápida – foi originalmente pioneira na década de 1980, para fins industriais e de engenharia¹. À medida que suas tecnologias continuam a avançar, a impressão 3D está sendo cada vez mais aplicada a ambientes médicos. Ela permite a conversão de imagens médicas 2D em uma construção impressa em 3D. Durante o processo de impressão, as impressoras 3D leem modelos digitais como peças limitadas por superfícies e espaço fechado¹¹.

Portanto, as imagens médicas devem ser convertidas em formatos de arquivo 3D compatíveis, por exemplo, arquivos de estereolitografia (STL), que definem superfícies como uma série de triângulos ou facetas. Para converter imagens, como TC e RM no formato STL, as anatomias exibidas

devem ser segmentadas corretamente por tecido e patologia. Somente após essa segmentação um modelo 3D pode ser criado e impresso. Portanto, o processo de criação de modelos médicos impressos em 3D pode ser dividido em três etapas¹¹:

1. Aquisição de imagens, onde são obtidas imagens médicas do paciente;
2. Segmentação e pós-processamento de imagens, onde imagens 2D são convertidas em um arquivo 3D compatível;
3. A impressão 3D, onde este modelo digital 3D é impresso em uma estrutura física.

4.1 Aquisição de imagem

A precisão dos modelos 3D depende da qualidade da imagem médica usada para criá-los¹². A aquisição de imagens de alta qualidade é um pré-requisito para modelos 3D precisos. Alguns padrões técnicos sobre qualidade de imagem foram estabelecidos, como as diretrizes da European Society of Urogenital Radiology (ESUR), de 2012, sobre aquisição de RM da próstata, que foram criadas devido à necessidade da RM de alta qualidade nesse cenário¹³. Além disso, o Radiological Society of North America Special Interest Group on 3D Printing (RSNA 3D Printing SIG) publicou diretrizes gerais sobre aquisição de imagens para impressão 3D¹⁴. Porém, grandes diferenças na qualidade da imagem permanecem entre as instituições, resultando em modelos com sensibilidade e especificidade abaixo do ideal¹².

Qualquer imagem volumétrica que diferencie os vários tecidos pode ser usada para gerar um modelo 3D. No entanto, a TC é o método de imagem mais comum para modelos, devido à sua alta relação sinal-ruído (SNR), contraste razoável de tecido mole e excelente resolução espacial. Em alguns casos, várias modalidades são usadas para capturar diferentes aspectos da anatomia que está sendo modelada¹¹. Ajustar o processo de imagem para aumentar a SNR e a resolução espacial é crítico e requer considerações específicas por modalidade. Pequenos ajustes, por exemplo, definir a espessura do corte menor que a colimação em TC e, assim, causar sobreposição, podem melhorar muito os resultados da modelagem¹⁴.

Independentemente do tipo de imagem, é importante também considerar o propósito do modelo que está sendo criado. Idealmente, os elementos de volume (voxels) em dados de TC devem ser isotrópicos, ou seja, as dimensões do voxel devem ser idênticas em três planos. As dimensões nos planos x e y da varredura são definidas pelo tamanho do detector na TC, enquanto a dimensão do plano z, conhecida como espessura do corte, é mais facilmente ajustável¹¹.

O tamanho ideal do voxel isotrópico é importante para gerar um modelo de qualidade. Se o tamanho do voxel das imagens adquiridas for muito espesso, o modelo será impreciso e se for muito fino, o modelo exigirá exposição desnecessária do paciente à radiação, além de tempo considerável de segmentação e pós-processamento. Geralmente, os voxels

devem estar entre 0,25 mm e 1,25 mm. Mas, o tamanho ideal varia de acordo com a patologia de interesse. Por exemplo, reconstruir um assoalho orbital exigirá voxels mais finos do que o tecido cardíaco. Por isso, os médicos devem ter em mente a anatomia de interesse ao estabelecer protocolos de aquisição de imagens¹¹.

4.2 Segmentação e pós-processamento de imagens

Após sua aquisição, as imagens médicas são armazenadas como arquivos Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Para gerar um arquivo 3D compatível com impressoras, as imagens DICOM podem ser manipuladas usando pacotes de software de segmentação e pós-processamento, como MeVisLab (Mevis Medical Solutions, Bremen, Alemanha) ou Mimics (Materialise, Leuven, Bélgica). Esses softwares permitem a segmentação e o isolamento de estruturas anatômicas selecionadas usando técnicas automáticas, semiautomáticas e manuais, com a patologia de interesse ditando quais técnicas são usadas^{12,15}.

Métodos como limiarização podem ser suficientes para isolar características esqueléticas em uma TC, devido às características de alta atenuação vistas em estruturas ósseas. Porém, muitas vezes é necessária a manipulação adicional para segmentar tecidos moles. Podem se formar buracos no modelo final decorrentes da intensidade de sinal heterogênea e baixa de várias patologias e limiarização imprecisa. Artefatos de estrias e endurecimento de feixes de ar, implantes de metal, bobinas de embolização ou sangue de alta densidade são desafios para a modelagem 3D¹¹.

Nos casos em que esses artefatos não podem ser corrigidos durante a aquisição da imagem, técnicas de segmentação adicionais devem ser implementadas. Por exemplo, o crescimento de regiões é uma ferramenta útil para segmentação automatizada, permitindo que o usuário confirme se os voxels selecionados são realmente categorizados dentro da parte segmentada. Isso reduz a quantidade de manipulação manual ou escultura necessária nos estágios posteriores da segmentação¹¹.

A maioria dos pacotes de software cria automaticamente um arquivo STL 3D após a segmentação das imagens DICOM individuais ser concluída. Este arquivo é gerado por algoritmos complexos, como a interpolação, que combina as regiões segmentadas de interesse em um modelo 3D. Com os arquivos STL, os usuários podem definir o número de triângulos que compõem cada superfície. Semelhante ao tamanho do voxel, é importante considerar a anatomia do modelo. Um número inadequado de triângulos ou facetas resultará em um modelo anatomicamente impreciso. Mas, dependendo do tipo de modelo, ultrapassar um número limite de triângulos não beneficiará a precisão, aumentará o tempo de pós-processamento e poderá resultar em uma superfície áspera e irregular. Modelos altamente vascularizados terão um limite máximo de facetas mais alto do que uma morfologia mais simples¹¹.

Apesar de ser compatível com impressoras 3D, o arquivo STL 3D gerado frequentemente requer alterações antes de estar pronto para ser impresso¹⁶. Erros no processo de segmentação podem levar a defeitos no modelo 3D, como furos entre facetas ou normais invertidas, onde a superfície interna e externa do modelo é invertida. Uma causa comum de erros em arquivos STL consiste na definição de uma superfície, que requer que qualquer superfície deve encerrar um espaço. Por isso, regiões abertas de interesse não podem ser renderizadas neste formato e os usuários devem editar manualmente o arquivo STL, usando software de design auxiliado por computador (CAD), a fim de fechar a área de interesse e, assim, torná-la múltipla¹¹.

A criação de componentes adicionais também pode ser necessária para estabilizar o modelo 3D uma vez impresso. Essas peças podem ser criadas usando software CAD¹⁶. Essas técnicas podem exigir experiência para serem implementadas corretamente, sem alterar a precisão anatômica do próprio modelo¹¹. O RSNA 3D Printing SIG sugere que os médicos documentem cuidadosamente as alterações feitas durante o pós-processamento, categorizando essas alterações em mudanças clinicamente relevantes e clinicamente irrelevantes, para garantir total clareza durante o processo de modelagem 3D¹⁴.

4.3 Impressão 3D

As impressoras 3D usam informações do arquivo STL para dividir o modelo em seções transversais sucessivas, depositar regiões selecionadas de interesse dentro de cada camada e fundi-las em uma estrutura física¹¹. O RSNA 3D Printing SIG recomenda que cada anatomia seja modelada em pelo menos três camadas separadas. Por exemplo, se a menor patologia que os médicos estão interessados for uma lesão de 3 mm de largura, a espessura da camada deve ser de 1 mm no máximo (embora de preferência muito menos). Além disso, a espessura ideal da camada variará dependendo da precisão necessária do modelo¹⁴.

Conforme mencionado anteriormente, existem vários tipos de tecnologias de impressão 3D, a maioria das quais são sólidas, líquidas ou em pó¹⁷. Ao selecionar qual técnica de impressão 3D usar para um modelo anatômico, é importante considerar fatores como disponibilidade, tempo de impressão, custo e propósito do modelo. As cinco tecnologias mais aceitas e comumente usadas na área médica atualmente são estereolitografia, jato de ligante, jato de material, extrusão de material e fusão em leito de pó. Mais do que o método de impressão, destacados nas três principais técnicas de impressão 3D, as descrições abaixo relatam em quais casos elas são mais indicadas^{11,16,18-20}:

4.3.1 Estereolitografia

Estereolitografia (SLA), também conhecida como processamento digital de luz ou fotopolimerização em cuba, é uma das formas mais antigas

de impressão 3D, sendo frequentemente usada na criação de modelos anatômicos para planejamento pré-operatório. Camadas de resina líquida fotossensível são expostas uma após a outra a uma fonte de luz de alta intensidade, com cada camada solidificando sobre a anterior, até que todo o modelo seja criado. Solidificado, o modelo é deixado em uma câmara ultravioleta para uma cura final. A SLA é mais comumente usada para modelar estruturas ósseas, devido à aparência branca transparente a opaca de seus materiais fotopolímeros. Essa aparência é vantajosa para visualizar anatomias internas – dentes, nervos, tumores – e permite o escurecimento seletivo pela superexposição do material à luz. Mas, etapas extras, como lixamento, remoção manual de estruturas de suporte, aplicação de selante ultravioleta e enxágue em uma solução de limpeza podem aumentar o custo e o tempo para produzir modelos usando este método. Além disso, a necessidade de material fotossensível resulta numa gama limitada de materiais para impressão.

4.3.2 Jateamento de ligante

O jato de ligante (BJG) funciona pulverizando um agente de ligação líquido sobre um leito de material em pó – principalmente ligas metálicas ou cerâmicas. Após o endurecimento de uma camada, um novo leito de pó é depositado e o processo começa novamente, criando assim camada sobre camada até que o modelo final esteja completo. O BJB tem várias vantagens. Durante o processo de impressão 3D, não há necessidade de suportes adicionais, devido ao leito de pó, que atua como um suporte em si. Além disso, esse processo é normalmente usado para criar modelos coloridos, dada sua gama de materiais coloridos e baratos. A infiltração de modelos BJB usando um elastômero pode produzir construções deformáveis. Porém, a atual indisponibilidade de materiais translúcidos dificulta a visualização de estruturas internas. Os modelos são menos estáveis e duráveis do que aqueles criados por outras tecnologias. O BJB também requer um pós-processamento extenso (sinterização, despulverização, infiltração etc.), aumentando muito o tempo necessário para imprimir.

4.3.3 Jateamento de material

O jato de material (JM), também conhecido como impressão polyjet ou multijet, é semelhante ao BJB. Esta técnica usa jatos para pulverizar um polímero líquido fotossensível em uma bandeja e, em seguida, expõe a camada à luz ultravioleta para cura. Cada camada é curada uma sobre a outra, até que o modelo esteja completo. Os suportes podem ser criados a partir de uma substância semelhante a um gel e são facilmente removidos com uma solução de sabão após a conclusão da impressão. Além disso, os materiais usados são versáteis e estão disponíveis em uma variedade de cores, permitindo modelos anatômicos personalizados e detalhados. Os materiais podem ser misturados para alterar suas propriedades físicas, o que foi notado como particularmente útil para se assemelhar à pele e em

aplicações ortodônticas. Porém, é importante observar as datas de validade desses polímeros fotossensíveis, pois a maioria das impressoras não permite seu uso após a expiração.

4.3.4 Extrusão de materiais

Métodos de extrusão de material, como modelagem por deposição fundida (MDF), são a forma mais comumente usada de impressão 3D, devido ao seu baixo custo e facilidade de uso. A extrusão de material funciona pela extrusão de materiais aquecidos (plástico, metal, etc.) camada após camada em uma bandeja. À medida que o material esfria, ele se funde e endurece com o restante do modelo. Este processo é menos usado na área médica em comparação a outras indústrias devido à baixa qualidade e resolução de seus modelos. Mas, esta técnica pode ser útil em casos em que um modelo rápido, barato e menos detalhado é necessário.

4.3.5 Fusão em leito de pó

A fusão em leito de pó inclui tecnologias populares como sinterização seletiva a laser (SSL) e fusão seletiva a laser (FSL). Essas técnicas utilizam lasers de alta potência para fundir partículas de material em uma camada uniforme. Depois disso, um novo pó é depositado sobre essa camada e o processo de fusão se repete, unindo partículas individuais em camadas sucessivas. A fusão em leito de pó é comumente usada para criar implantes médicos, devido à durabilidade dos modelos. Além disso, permite a criação de morfologias mais complexas (por exemplo, treliças), que outros processos podem ter dificuldade em imprimir. O pós-processamento depende dos materiais usados para criar o modelo 3D. Por exemplo, metais podem exigir acabamento extensivo usando tecnologia de fresagem de nível industrial.

5. APLICAÇÕES CLÍNICAS DA IMPRESSÃO 3D EM CIRURGIAS

Atualmente, a maioria dos departamentos cirúrgicos já tentou usar a impressão 3D de uma forma ou de outra, começando com recursos visuais e táteis para pré-planejamento de cirurgias até chegar ao planejamento virtual completo da cirurgia e guias cirúrgicos personalizados, assim como implantes específicos para o paciente (PSI). Muitas aplicações da impressão 3D em cirurgia se concentram nessas três categorias: modelos cirúrgicos 3D, guias cirúrgicos e implantes. Enquanto modelos e guias podem ser impressos usando SLA e MDF, implantes geralmente são impressos usando SSL, FSL ou EBM. Existem relatos na literatura descrevendo o uso de todas as três categorias em cirurgia^{15,17}.

Imprimir modelos anatômicos em tamanho real pode beneficiar em vários aspectos, incluindo a educação de jovens cirurgiões em modelos que permitem a inspeção tátil e 3D dos tecidos. Os modelos também podem ser usados para realizar cirurgias simuladas, melhorando assim a previsão dos resultados. Esses modelos também podem ser usados para adaptação pré-

cirúrgica da instrumentação, reduzindo assim o tempo de operação e alcançando compatibilidade superior^{1,3}.

Modelos impressos tridimensionais mostraram-se superiores no planejamento pré-operatório em comparação com imagens 3D²¹. Essas aplicações foram usadas em muitos campos, como cirurgia vascular para impressão de modelos aórticos; em reparo endovascular de aneurisma para selecionar o dispositivo adequado; em cirurgia cardíaca para planejamento pré-cirúrgico de ressecções de tumores e reparo de defeitos congênitos; em neurocirurgia para treinamento de navegação; e em cirurgia ortopédica para planejamento de ressecção de tumores e tratamento de lesões traumáticas²²⁻²⁸.

6. APLICAÇÕES CLÍNICAS DE MODELOS IMPRESSOS EM 3D NA CARDIOLOGIA

As aplicações clínicas do uso de modelos impressos em 3D em doenças cardiovasculares se manifestam em quatro áreas: auxílio ao planejamento pré-cirúrgico de procedimentos complexos de cirurgia cardíaca, simulação de procedimentos de radiologia cirúrgica ou intervencionista para residentes ou estagiários médicos, melhoria da comunicação médico-paciente e desenvolvimento de protocolos de TC ideais para redução da dose de radiação².

6.1 Educação do paciente e da família

Uma aplicação importante da impressão 3D é na educação de pacientes e familiares. Embora essa aplicação seja menos relatada na literatura, seu uso pode complementar a comunicação entre profissionais e pacientes e suas famílias e potencialmente ajudá-los a compreender os processos da doença e conceituar o reparo pretendido. Embora a maioria das descrições de seu uso sejam hipotéticas, Biglino et al²⁹ relataram seu uso em mais de 100 pacientes congênitos. Tanto os profissionais quanto os familiares dos pacientes consideraram os modelos 3D foram muito úteis para facilitar a discussão, mas os autores não conseguiram demonstrar uma melhora no conhecimento dos pais após a visita.

Outro grupo usou modelos 3D durante discussões com 11 famílias antes da intervenção cardíaca congênita. Os familiares completaram pesquisas após sua visita e todas as famílias relataram que os modelos foram muito úteis para melhorar a compreensão da anatomia. Embora esses estudos sejam prejudicados pela falta de objetividade e pela falta de um grupo de controle, o tema justifica uma investigação mais aprofundada sobre os benefícios potenciais dos modelos 3D na educação de pacientes e suas famílias³⁰.

6.2 Treinamento

Outra aplicação promissora dessa tecnologia é no treinamento cirúrgico cardíaco, especialmente em procedimentos intracardíacos

especializados, como miectomias septais. Uma miectomia septal é um procedimento com anatomia intracardíaca 3D complexa, com uma margem de erro muito pequena. O acesso para realizar uma miectomia septal, geralmente através da válvula aórtica, fornece visualização limitada a qualquer pessoa que não seja o operador primário, tornando muito difícil de ensinar. Além disso, não se pode esperar obter resultados ótimos com uma exposição de baixo volume. Por isso, a miectomia septal é ideal para usar modelos 3D específicos do paciente para que estagiários e cirurgiões passem por sua curva de aprendizado em um ambiente seguro e de baixo risco³¹.

Em um estudo de Hermesen et al^{31,32}, um modelo de cardiomiopatia hipertrófica foi desenvolvido e validado. Dois pacientes com cardiomiopatia hipertrófica foram programados para miectomia septal e, antes da cirurgia, o cirurgião realizou uma miectomia em um modelo 3D de cada paciente em uma experiência operatória simulada³². Indo um passo além, eles desenvolveram um exercício de treinamento onde um currículo foi desenvolvido para os estagiários e espécimes de miectomia septal simulada foram comparados entre cirurgiões assistentes e estagiários. Os residentes foram capazes de atingir melhora objetiva e subjetiva significativa da técnica ao longo de vários modelos 3D e de obter miectomias comparáveis às dos cirurgiões assistentes³¹.

Esta forma particular de treinamento, onde o residente é capaz de comparar diretamente seus resultados com os de cirurgiões assistentes em modelos 3D idênticos de um paciente real, é uma das aplicações mais promissoras da impressão 3D. Em um procedimento intracardíaco complexo, como uma miectomia septal, em que a margem de erro é extremamente pequena, os modelos 3D permitem uma prática específica para o paciente, com a capacidade de avaliar imediatamente a adequação do desempenho do residente³³.

Outras aplicações da impressão 3D para treinamento técnico cirúrgico são limitadas a relatos de casos, sendo a maioria centrada em cirurgia cardíaca congênita³³. Mas, em estudo, Yoo e colegas³⁴ usaram modelos 3D impressos flexíveis de várias condições cardíacas congênitas para conduzir treinamento cirúrgico prático. Nele, 81 cirurgiões ou estagiários realizaram os procedimentos cirúrgicos simulados e todos os entrevistados acharam o curso útil para suas habilidades cirúrgicas. Todos os entrevistados também destacaram que os modelos mostraram os achados patológicos necessários, mas as fraquezas estavam relacionadas à falta de realismo do material dos modelos impressos.

6.3 Planejamento pré-cirúrgico de procedimentos cardíacos ou cardiovasculares complexos

A aplicação de modelos impressos em 3D no planejamento pré-cirúrgico de procedimentos cardíacos ou cardiovasculares complexos representa as aplicações mais comuns, e isso é mostrado em um artigo de revisão com quase 50% das aplicações na avaliação do valor clínico de

modelos impressos em 3D no planejamento pré-cirúrgico ou simulação de procedimentos cardiovasculares^{35,36}. O estudo multicêntrico de Valverde et al³⁷ é um relatório reconhecido, envolvendo 10 centros internacionais com a inclusão de 40 casos complexos de doença cardíaca congênita (DCC). Em quase metade dos casos (47,5%), a decisão cirúrgica foi alterada com o uso de modelos cardíacos impressos em 3D, enquanto em 28 casos convencionalmente considerados para cirurgia, a abordagem cirúrgica foi modificada em 15 casos (53,6%), após avaliação dos modelos impressos em 3D.

Três estudos de centro único documentaram seus três e oito anos de experiência no uso de modelos impressos em 3D em cirurgias de DCC com a criação de mais de 100 modelos. Gomez-Ciriza et al³⁸ desenvolveram 138 modelos impressos em 3D de valor acessível –um custo médio por modelo de 85,7 euros – e apresentaram descobertas semelhantes às de Valverde et al³⁷, com 47,5% do planejamento cirúrgico modificado com o uso de modelos impressos em 3D quando comparado ao plano cirúrgico original. Esses modelos impressos em 3D também foram classificados como úteis para a comunicação com pacientes e familiares, quando avaliados por cirurgões cardíacos e cardiologistas pediátricos.

Ryan et al³⁹ relataram seus três anos de experiência com a geração de 164 modelos 3D para vários propósitos. Quando comparados ao planejamento pré-procedimental padrão de atendimento, os modelos impressos em 3D reduziram o tempo de operação, a mortalidade em 30 dias e a taxa de readmissão, embora isso não tenha atingido significância estatística. No estudo de Ghosh et al⁴⁰ foram revisados o crescimento e o desenvolvimento do uso de mais de 100 modelos impressos em 3D em sua prática ao longo de um período de 3 anos, com 96 dos modelos usados para planejamento operatório de casos de DCC. Sua experiência mostra que a impressão 3D pode ser incorporada ao planejamento pré-procedimental de DCC em um centro clínico pediátrico.

Outros estudos baseados em séries de casos ou relatos de casos de uma experiência de centro único mostraram de forma consistente que modelos impressos em 3D auxiliaram no planejamento pré-cirúrgico e simulação de DCC e cardiomiopatia. Russo et al⁴¹, por exemplo, aplicaram modelos impressos em 3D de estenose aórtica para simular a substituição da válvula aórtica transcater (TAVR) e prever o risco de desenvolver obstrução da artéria coronária ou complicações. Os resultados da simulação de modelos impressos em 3D correlacionaram-se bem com os resultados clínicos e, por isso, podem ser usados para planejar procedimentos de TAVR, visando reduzir riscos ou complicações potenciais.

Lau et al⁴² compararam ainda no valor clínico de modelos impressos em 3D e da realidade virtual no planejamento pré-operatório e educação de DCC. Tanto a realidade virtual quanto os modelos impressos em 3D foram considerados úteis para entender condições complexas de DCC e planejamento pré-operatório quando comparados com as visualizações 2D

ou 3D padrão, embora a realidade virtual tenha pontuado mais alto do que os modelos impressos em 3D sem diferença significativa. Descobertas semelhantes foram relatadas por Chen et al⁴³ com realidade virtual e realidade mista usando Hololens melhoraram a compreensão da anatomia intracardiaca quando comparados aos modelos impressos em 3D. Isso destaca o valor potencial do uso de realidade virtual/ realidade mista no planejamento pré-cirúrgico de doenças cardiovasculares (DCV) quando uma instalação de impressão 3D não está disponível ou usando uma combinação de ambos os métodos⁴⁴.

6.4 Simulação de procedimentos cirúrgicos ou intervencionistas

Uma das aplicações comuns da impressão 3D está na orientação da seleção do dispositivo oclisor do apêndice atrial esquerdo (AAE), para melhorar os resultados do tratamento e reduzir potenciais complicações associadas aos procedimentos de oclusão do AAE. Estudos randomizados controlados (RCT), caso-controle e transversais identificaram vantagens significativas dos procedimentos guiados por impressão 3D sobre os métodos tradicionais baseados em imagens (TC, ecocardiografia ou angiografia intraoperatória), com descobertas importantes, incluindo: boa concordância entre os tamanhos baseados em modelos impressos em 3D e os tamanhos dos dispositivos oclusores implantados; tempo de procedimento reduzido sem grandes eventos adversos ou mortalidade; e redução da exposição à radiação para os pacientes quando comparado ao grupo de controle sem modelos impressos em 3D^{45,48}. Aparentemente, o valor clínico dos modelos impressos em 3D depende do tipo de dispositivos oclusores, pois a correlação entre os modelos impressos em 3D e o tamanho do dispositivo inserido foi diferente para diferentes oclusores. Esse dado deve ser considerado durante a escolha de diferentes dispositivos no planejamento do tratamento do AAE⁴⁹.

Outra aplicação comum da impressão 3D é a simulação de procedimentos cardíacos ou cardiovasculares, especialmente, procedimentos de cardiologia intervencionista ou radiologia, para treinar cirurgiões ou estagiários para realizar procedimentos complexos ou desafiadores. O uso de modelos vasculares impressos em 3D personalizados visa aumentar a confiança e as habilidades cirúrgicas dos cirurgiões antes de operar pacientes reais⁵⁰⁻⁵².

O reparo endovascular de aneurisma (EVAR) é um procedimento amplamente utilizado e menos invasivo para tratar dissecação aórtica e aneurisma, e o uso de modelos impressos em 3D na simulação de procedimentos EVAR reduziu de forma significativa o tempo de fluoroscopia, o tempo do procedimento, o meio de contraste e o tempo de canulação, quando comparados ao grupo de controle usando a abordagem de treinamento padrão⁵³⁻⁵⁴. Resultados semelhantes também foram relatados por um estudo sobre o uso de modelos de DCC impressos em 3D em um

programa de treinamento prático para simular procedimentos de cardiologia intervencionista⁵⁵.

Os materiais de impressão têm impacto no desempenho do usuário ao realizar uma simulação de procedimentos intervencionistas, pois os modelos 3D impressos com materiais macios e elásticos permitem que o usuário adquira uma experiência tátil semelhante ao tecido vascular humano. Isso é especialmente importante para estruturas como vasos e válvulas cardíacas, conforme destacado em alguns estudos⁵⁶. Os desenvolvimentos atuais em tecnologias de impressão 3D e materiais de impressão permitiram atingir esse objetivo com a seleção de materiais apropriados para replicar as propriedades do tecido cardiovascular humano⁵⁷.

Rynio et al⁵⁸ testaram o efeito da esterilização em modelos aórticos impressos em 3D, que são usados em enxertos de stent aórtico. Eles escolheram um caso complexo de dissecção do arco aórtico e imprimiram 11 modelos com o uso de seis materiais comuns. A esterilização foi realizada sob três métodos e temperaturas diferentes para determinar a mudança da geometria e das dimensões do modelo impresso em 3D. Este estudo apresentou descobertas importantes sobre a relação entre materiais de impressão 3D e métodos de esterilização.

6.5 Planejamento operacional

Apesar da aplicação promissora de modelos 3D para o treinamento de miectomia septal em cirurgia cardíaca em adultos, poucos outros grupos relataram seu uso e se concentraram principalmente no planejamento operatório. A capacidade de visualizar a anatomia 3D específica do paciente em um ambiente de baixo risco sem limite de tempo é uma aplicação muito interessante dessa tecnologia. Houve uma variedade de procedimentos diferentes para os quais os cirurgiões exploraram a impressão 3D para o planejamento operatório, incluindo miectomia septal, intervenções na válvula mitral, substituição da válvula aórtica transcater (TAVR), colocação de dispositivo de assistência ventricular e reparos congênitos complexos⁵⁹⁻⁶¹.

6.6 Substituição da válvula aórtica por cateter

No TAVR, o planejamento pré-procedimental é de importância crítica. Pequenos detalhes como o formato e as dimensões do anel aórtico e da raiz aórtica, localizações dos óstios coronários e distribuição dos depósitos de cálcio no fluxo de saída do ventrículo esquerdo, folhetos e anel da válvula aórtica e aorta ascendente podem levar a modificações tanto do plano de procedimento quanto da abordagem cirúrgica. Vários grupos exploraram o uso da impressão 3D para TAVR, mas a maior parte da experiência está em avaliações retrospectivas e modelos experimentais explorando vazamento paravalvar⁶²⁻⁶⁴.

Com técnicas de imagem pré-operatórias consideráveis, incluindo reconstruções virtuais em 3D, os procedimentos TAVR mais rotineiros provavelmente não se beneficiarão da impressão 3D. No entanto,

procedimentos complexos, como procedimentos valve-in-valve, podem se beneficiar da impressão 3D para planejamento e execução. Embora o número de relatos de casos ainda seja limitado, o uso da impressão 3D nesses cenários pode auxiliar na previsão de riscos, como oclusão coronária, ao mesmo tempo em que ajuda no planejamento preventivo⁶⁵⁻⁶⁷.

6.7 Dispositivos de assistência ventricular

O posicionamento da cânula de entrada é relevante para a aplicação de um dispositivo de assistência ventricular. Alguns relatos de casos indicam que a impressão 3D facilita o planejamento operatório para implantação do dispositivo. A maioria das aplicações corresponde a pacientes adultos com anatomia complexa, como pacientes com DCC ou pacientes com refazer complexo. Nestes casos, um modelo 3D específico do paciente é impresso e então aberto para simular a posição da cânula de entrada antes da operação. Com a população de adultos com DCC definida para aumentar ao longo do tempo, a impressão 3D pode ser uma ferramenta valiosa ao considerar terapias avançadas para insuficiência cardíaca nestes pacientes^{68,69}.

6.8 Cirurgia cardíaca congênita

O uso mais consistente da impressão 3D para treinar e planejar operações intracardíacas vem da cirurgia cardíaca congênita. Essa população abrange uma ampla gama de patologias com anatomia muito complexa e específica, com margem de erro frequentemente muito pequena. Essas características tornam esses pacientes ideais para maximizar o potencial da impressão 3D. A tomada de decisão precoce na cirurgia cardíaca congênita relacionada ao tratamento de várias malformações congênitas se concentra na capacidade de criar um reparo biventricular durável. Quando a anatomia é muito complexa ou difícil para um reparo biventricular, os pacientes são iniciados em um caminho de palição de ventrículo único. Quando alguém toma essas decisões difíceis, pequenos detalhes anatômicos que são diversos dentro do mesmo grupo de diagnóstico podem alterar a decisão. Vários grupos exploraram o uso da impressão 3D para ajudar a tomar essas decisões complexas, bem como auxiliar no reparo^{70,71}.

Hoashi et al⁷⁰ usaram 20 modelos 3D específicos para revisar a anatomia e planejar reparos biventriculares ou ventriculares simples para pacientes com um ventrículo único funcional. Todas as operações foram realizadas por um jovem cirurgião que não tinha experiência com reparo biventricular complexo ou coração aberto neonatal. Antes de cada procedimento, o cirurgião foi capaz de dissecar o modelo 3D e planejar a operação antes de estar na sala de cirurgia. A equipe conseguiu obter reparo biventricular em todos, exceto quatro pacientes, sem registrar mortalidade operatória ou hospitalar.

Embora seja comum relatar o benefício do uso de modelos 3D pré-operatórios antes da cirurgia cardíaca congênita, há evidências limitadas de que a impressão 3D afeta a estratégia cirúrgica. Yang et al⁷¹, no

entanto, identificaram 40 pacientes nos quais o plano cirúrgico estava indeciso após uma reunião multidisciplinar, e esses pacientes foram submetidos à impressão 3D. Antes da impressão, os planos cirúrgicos foram estratificados em quatro categorias: corretivo, equivocadamente corretivo, equivocadamente paliativo ou paliativo. Após a impressão, os casos foram reavaliados e 27 deles tiveram suas estratégias modificadas para uma categoria mais confiante, 23 dos quais passaram de equivocadamente corretivo para corretivo. Em cinco desses casos, os planos cirúrgicos foram completamente alterados de uma estratégia paliativa para uma estratégia corretiva. Esta é a primeira evidência de que a impressão 3D tem um efeito na estratégia cirúrgica.

7. LIMITAÇÕES, BARREIRAS E DIREÇÕES FUTURAS

Nas últimas décadas, houve avanços significativos no uso da tecnologia de impressão 3D em DCVs, com relatórios mostrando grande potencial em aplicações clínicas, assim como educação médica e outras áreas. No entanto, existem algumas limitações e barreiras que precisam ser consideradas ao promover aplicações de impressão 3D em DCVs. Primeiro, apesar do aumento de relatórios na literatura, estudos robustos ainda precisam ser realizados, considerando que a maioria dos estudos atuais é baseada em séries de casos ou tamanhos de amostra relativamente pequenos. Além disso, estudos de acompanhamento dos resultados de médio a longo prazo de como os modelos impressos em 3D contribuem para a educação e a prática clínica são escassos^{53,72}.

Segundo, as melhorias tecnológicas permitiram a impressão de modelos cardíacos e vasculares realistas de alta precisão na representação anatômica e patológica, incluindo condições complexas como DCC. Porém, a maioria dos modelos impressos em 3D atuais são estáticos e não representam realmente a fisiologia circulatória cardiovascular real. Pesquisas precisam abordar essa limitação desenvolvendo modelos impressos em 3D mais realistas, com modelos impressos conectados a uma bomba de fluido com a simulação de sequências de pulso cardíaco, como mostrado em alguns estudos^{53,72}. Terceiro, o uso de materiais de impressão apropriados desempenha um papel importante, especialmente na simulação de procedimentos cardíacos ou intervencionistas. Clínicos e estudantes precisam ter uma sensação semelhante à realidade ao realizar simulações em modelos impressos em 3D para que possam ganhar confiança e habilidades necessárias para operar em pacientes reais. Isso já é possível com os materiais de impressão atuais^{52,57,73}.

As principais barreiras para implementar a tecnologia de impressão 3D na prática cardiovascular de rotina são os custos relativamente altos associados à impressão 3D – incluindo pós-processamento e segmentação de imagens – e o tempo de resposta lento. O uso da inteligência artificial, como aprendizado de máquina ou aprendizado profundo, podem aprimorar o processo de segmentação de imagens. Com impressoras disponíveis em

locais clínicos, o uso da tecnologia de impressão 3D na prática diária se tornará possível, e os médicos podem incorporar modelos impressos em 3D em seu diagnóstico e processo de tomada de decisão⁷⁴.

A bioimpressão é o futuro da tecnologia de impressão 3D em aplicações médicas, com progresso significativo feito na impressão de construções cardiovasculares, regeneração cardiovascular e farmacologia nas últimas décadas. Mesmo diante de resultados promissores, as tecnologias e materiais de impressão atuais limitam a aplicação da bioimpressão apenas a pequenas unidades de tecidos cardiovasculares funcionais. Ainda há muitos desafios a serem resolvidos antes que a impressão de órgãos completos, como um coração totalmente funcional, se torne possível⁷⁵.

REFERÊNCIAS

1. Tejo-Otero A, Buj-Corral I, Fenollosa-Artes F. 3D printing in medicine for preoperative surgical planning: a review. *Ann Biomed Eng*. 2020;48:536–55.
2. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online*. 2016;15:115.
3. Martelli N, Serrano C, van den Brink H, Pineau J, Prognon P, Borget I, et al. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review. *Surgery*. 2016;159:1485–500.
4. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography: Google Patents; 1986 [citado em 2025 Mar 11]. Disponível em: <http://bit.ly/2O5GARX>.
5. Caulfield B, McHugh P, Lohfeld S. Dependence of mechanical properties of polyamide components on build parameters in the SLS process. *J Mater Process Technol*. 2007;182:477–88.
6. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender W. Rapid prototyping technology in medicine—basics and applications. *Comput Med Imaging Graph*. 1999;23:277–84.
7. Rosochowski A, Matuszak A. Rapid tooling: the state of the art. *J Mater Process Technol*. 2000;106:191–8.
8. Rutala WA, Weber DJ; Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC). Guideline for disinfection and sterilization in healthcare facilities; 2008 [citado em 2025 Mar 11]. Disponível em: <http://bit.ly/2zZfVd5>.

9. Pruksakorn D, Chantarapanich N, Arpornchayanon O, Leerapun T, Sitthiseripratip K, Vatanapatimakul N. Rapid-prototype endoprosthesis for palliative reconstruction of an upper extremity after resection of bone metastasis. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2015;10:34–50.
10. Smith PN, Palenik CJ, Blanchard SB. Microbial contamination and the sterilization/disinfection of surgical guides used in the placement of endosteal implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:274–81.
11. Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, et al. Medical 3D printing for the radiologist. *Radiographics*. 2015;35:1965–88.
12. Ganguli A, Pagan-Diaz GJ, Grant L, Cvetkovic C, Bramlet M, Vozenilek J, et al. 3D printing for preoperative planning and surgical training: a review. *Biomed Microdevices*. 2018;20:65.
13. Giganti F, Allen C. Imaging quality and prostate MR: It is time to improve. *Br J Radiol*. 2021;94:20200934.
14. Chepelev L, Wake N, Ryan J, Althobaity W, Gupta A, Arribas E, et al. Radiological Society of North America (RSNA) 3D printing Special Interest Group (SIG): guidelines for medical 3D printing and appropriateness for clinical scenarios. *3D Print Med*. 2018;4:11.
15. Giannopoulos AA, Mitsouras D, Yoo SJ, Liu PP, Chatzizisis YS, Rybicki FJ. Applications of 3D printing in cardiovascular diseases. *Nat Rev Cardiol*. 2016;13:701–18.
16. Hangge P, Pershad Y, Witting AA, Albadawi H, Oklu R. Three-dimensional (3D) printing and its applications for aortic diseases. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2018;8:S19–25.
17. Shilo D, Emodi O, Blanc O, Noy D, Rachmiel A. Printing the future-updates in 3D printing for surgical applications. *Rambam Maimonides Med J*. 2018;9.
18. Gokuldoss PK, Kolla S, Eckert J. Additive manufacturing processes: selective laser melting, electron beam melting and binder jetting-selection guidelines. *Materials*. 2017;10:672.
19. Revilla-Leon M, Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28:146–58.
20. Gonzalez-Gutierrez J, Cano S, Schuschnigg S, Kukla C, Sapkota J, Holzer C. Additive manufacturing of metallic and ceramic components by the material

extrusion of highly-filled polymers: a review and future perspectives. *Materials*. 2018;11:840.

21. Zheng YX, Yu DF, Zhao JG, Wu YL, Zheng B. 3D printout models vs. 3D-rendered images: which is better for preoperative planning? *J Surg Educ*. 2016;73:518–23.

22. Håkansson A, Rantatalo M, Hansen T, Wanhainen A. Patient-specific biomodel of the whole aorta: the importance of calcified plaque removal. *Vasa*. 2011;40:453–9.

23. Tam MD, Laycock SD, Brown JR, Jakeways M. 3D printing of an aortic aneurysm to facilitate decision making and device selection for endovascular aneurysm repair in complex neck anatomy. *J Endovasc Ther*. 2013;20:863–7.

24. Farooqi KM, Gonzalez-Lengua C, Shenoy R, Sanz J, Nguyen K. Use of a three-dimensional printed cardiac model to assess suitability for biventricular repair. *World J Pediatr Congenit Heart Surg*. 2016;7:414–6.

25. Schmauss D, Gerber N, Sodian R. Three-dimensional printing of models for surgical planning in patients with primary cardiac tumors. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2013;145:1407–8.

26. Waran V, Pancharatnam D, Thambinayagam HC, et al. The utilization of cranial models created using rapid prototyping techniques in the development of models for navigation training. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg*. 2014;75:12–5.

27. Kacł GM, Zanetti M, Amgwerd M, et al. Rapid prototyping (stereolithography) in the management of intra-articular calcaneal fractures. *Eur Radiol*. 1997;7:187–91.

28. Tam MD, Laycock SD, Bell D, Chojnowski A. 3D printout of a DICOM file to aid surgical planning in a 6-year-old patient with a large scapular osteochondroma complicating congenital diaphyseal aclasia. *J Radiol Case Rep*. 2012;6:31–7.

29. Biglino G, Capelli C, Wray J, Schievano S, Leaver LK, Khambadkone S, et al. 3D-manufactured patient-specific models of congenital heart defects for communication in clinical practice: feasibility and acceptability. *BMJ Open*. 2015;5:e007165.

30. Anwar S, Singh GK, Miller J, Sharma M, Manning P, Billadello JJ, et al. 3D printing is a transformative technology in congenital heart disease. *JACC Basic Transl Sci.* 2018;3:294–312.
31. Hermsen JL, Burke TM, Seslar SP, Owens DS, Ripley BA, Mokadam NA, et al. Scan, plan, print, practice, perform: development and use of a patient-specific 3-dimensional printed model in adult cardiac surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2017;153:132–40.
32. Hermsen JL, Burke TM, Seslar SP, Owens DS, Ripley BA, Mokadam NA, et al. Scan, plan, print, practice, perform: development and use of a patient-specific 3-dimensional printed model in adult cardiac surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2017;153:132-40.
33. Miller JR, Singh GK, Woodard PK, Eghtesady P, Anwar S. 3D printing for preoperative planning and surgical simulation of ventricular assist device implantation in a failing systemic right ventricle. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2020;14:e172-4.
34. Yoo SJ, Spray T, Austin EH III, Yun TJ, van Arsdell GS. Hands-on surgical training of congenital heart surgery using 3-dimensional print models. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2017;153:1530-40.
35. Illmann C, Ghadiry-Tavi R, Hosking M, Harris KC. Utility of 3D printed cardiac models in congenital heart disease: A scoping review. *Heart.* 2020;106(21):1631–7.
36. Bernhard B, Illi J, Gloecker M, Pilgrim T, Praz F, Windecker S, et al. Imaging-based, patient-specific three-dimensional printing to plan, train, and guide cardiovascular interventions: A systematic review and meta-analysis. *Heart Lung Circ.* 2022;31(8):1203–18.
37. Valverde I, Gomez-Ciriza G, Hussain T, Suarez-Mejias C, Velasco-Forte MN, Byrne N, et al. Three-dimensional printed models for surgical planning of complex congenital heart defects: An international multicenter study. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2017;52(6):1139–48.
38. Gomez-Ciriza G, Gomez-Cia T, Rivas-Gonzalez JA, Velasco Forte MN, Valverde I. Affordable three-dimensional printed heart models. *Front Cardiovasc Med.* 2021;8:642011.
39. Ryan J, Plasencia J, Richardson R, Velez D, Nigro JJ, Pophal S, et al. 3D printing for congenital heart disease: A single site's initial three-year experience. *3D Print Med.* 2018;4:10.

40. Ghosh RM, Jolley MA, Mascio CE, Chen JM, Fuller S, Rome JJ, et al. Clinical 3D modeling to guide pediatric cardiothoracic surgery and intervention using 3D printed anatomic models, computer-aided design, and virtual reality. *3D Print Med*. 2022;8:11.
41. Russo JJ, Yuen T, Tan J, Willson AB, Gurvitch R. Assessment of coronary artery obstruction risk during transcatheter aortic valve replacement utilizing 3D-printing. *Heart Lung Circ*. 2022;31(8):1134–43.
42. Lau I, Gupta A, Sun Z. Clinical value of virtual reality versus 3D printing in congenital heart disease. *Biomolecules*. 2021;11(6):884.
43. Chen J, Liufu R, Wen S, Qiu H, Liu X, Chen X, et al. Three-dimensional printing, virtual reality and mixed reality for pulmonary atresia: Early surgical outcomes evaluation. *Heart Lung Circ*. 2021;30(2):296–302.
44. Barteit S, Lanfermann L, Barnighausen T, Neuhaus F, Beiersmann C. Augmented reality, mixed and virtual reality-based head-mounted devices for medical education: Systematic review. *JMIR Serious Games*. 2021;9(3):e29080.
45. Fan Y, Yang F, Cheung SH, Chan AKY, Wang DD, Lam YY, et al. Device sizing guided by echocardiography-based three-dimensional printing is associated with superior outcome after percutaneous left atrial appendage occlusion. *J Am Soc Echocardiogr*. 2019;32(6):708–19.
46. Hell MH, Achenbach S, Yoo IS, Franke J, Blackutzik F, Roether J, et al. 3D printing for sizing left atrial appendage closure device: Head-to-head comparison with computed tomography and transesophageal echocardiography. *EuroIntervention*. 2017;13(10):1234–41.
47. Li H, Yao Q, Shen B, Shu M, Zhong L, Wang X, et al. Application of 3D printing technology to left atrial appendage occlusion. *Int J Cardiol*. 2017;231:258–63.
48. Conti M, Marconi S, Muscogiuri G, Guglielmo M, Baggiano A, Italiano G, et al. Left atrial appendage closure guided by 3D computed tomography printing technology: A case-control study. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2019;13(6):336–9.
49. Goitein O, Fink N, Guettar V, Beinart R, Brodov Y, Konen E, et al. Printed MDCT 3D models for prediction of left atrial appendage (LAA) occluder device size: A feasibility study. *EuroIntervention*. 2017;13(9):e1076–9.
50. Kaufmann R, Zech CJ, Takes M, Brantner P, Thieringer F, Dentschmann M, et al. Vascular 3D printing with a novel biological tissue mimicking resin for

patient-specific procedure simulations in interventional radiology: A feasibility study. *J Digit Imaging*. 2022;35:9–20.

51. Sheu AY, et al. Custom 3-dimensional printed ultrasound-compatible vascular access models: Training medical students for vascular access. *J Vasc Interv Radiol*. 2019;30:922–7.

52. Goudie C, et al. The use of 3D printed vasculature for simulation-based medical education within interventional radiology. *Cureus*. 2019;11:e4381.

53. Kärkkäinen JM, et al. Simulation of endovascular aortic repair using 3D printed abdominal aortic aneurysm model and fluid pump. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2019;42:1627–34.

54. Bortman J, et al. Use of 3-dimensional printing to create patient-specific abdominal aortic aneurysm models for preoperative planning. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2019;33:1442–6.

55. Brunner BS, et al. 3D-printed heart models for hands-on training in pediatric cardiology-the future of modern learning and teaching? *GMS J Med Educ*. 2022;39:Doc23.

56. Yoo SJ, Spray T, Austin EH, Yun TJ, van Arsdell GS. Hands-on surgical training of congenital heart surgery using 3-dimensional print models. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2017;153(6):15301–40.

57. Wu C, Squelch A, Sun Z. Investigation of three-dimensional printing materials for printing aorta model replicating type B aortic dissection. *Curr Med Imaging*. 2021;17(8):843–9.

58. Rynio P, Galant K, Wojcik L, Gryorcewicz B, Kazimierczak A, Falkowski P, et al. Effects of sterilization methods on different 3D printable materials for templates of physician-modified aortic stent grafts used in vascular surgery-A preliminary study. *Int J Mol Sci*. 2022;23(7):3539.

59. Hamatani Y, Amaki M, Kanzaki H, Yamashita K, Nakashima Y, Shibata A, et al. Contrast-enhanced computed tomography with myocardial three-dimensional printing can guide treatment in symptomatic hypertrophic obstructive cardiomyopathy. *ESC Heart Fail*. 2017;4(4):665–9.

60. Ma J, Liu J, Yuan H, Tang Y, Qiu H, Zhuang J, et al. Two-port thoracoscopic myectomy for hypertrophic cardiomyopathy with three-dimensional printing. *Ann Thorac Surg*. 2021;111(5):e165–8.

61. Veselka J, Adla T, Adlova R, Bartel T. Three-dimensional heart printing for planning of septal reduction therapy in patients with hypertrophic obstructive cardiomyopathy. *Int J Angiol*. 2018;27(3):165–6.
62. Fujita B, Kutting M, Seiffert M, Scholtz S, Egron S, Prashovikj E, et al. Calcium distribution patterns of the aortic valve as a risk factor for the need of permanent pacemaker implantation after transcatheter aortic valve implantation. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2016;17(12):1385–93.
63. Hosny A, Dilley JD, Kelil T, Mathur M, Dean MN, Weaver JC, et al. Pre-procedural fit-testing of TAVR valves using parametric modeling and 3D printing. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2019;13(1):21–30.
64. Qian Z, Wang K, Liu S, Zhou X, Rajagopal V, Meduri C, et al. Quantitative prediction of paravalvular leak in transcatheter aortic valve replacement based on tissue-mimicking 3D printing. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2017;10(6):719–31.
65. Levin D, Mackensen GB, Reisman M, McCabe JM, Dvir D, Ripley B. 3D printing applications for transcatheter aortic valve replacement. *Curr Cardiol Rep*. 2020;22(3):23.
66. Basman C, Seetharam K, Pirelli L, Kliger CA. Transcatheter aortic valve-in-valve-in-valve implantation with three-dimensional printing guidance: a case report. *J Card Surg*. 2020;35(7):1676–80.
67. Spring AM, Pirelli L, Basman CL, Kliger CA. The importance of pre-operative imaging and 3-D printing in transcatheter tricuspid valve-in-valve replacement. *Cardiovasc Revasc Med*. 2020 Jul 28.
68. Barabas IJ, Hartyanszky I, Kocher A, Merkely B. A 3D printed exoskeleton facilitates HeartMate III inflow cannula position. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2019;29(4):644–6.
69. Farooqi KM, Saeed O, Zaidi A, Sanz J, Nielsen JC, Hsu DT, et al. 3D printing to guide ventricular assist device placement in adults with congenital heart disease and heart failure. *JACC Heart Fail*. 2016;4(4):301–11.
70. Hoashi T, Ichikawa H, Nakata T, Shimada M, Ozawa H, Higashida A, et al. Utility of a super-flexible three-dimensional printed heart model in congenital heart surgery. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2018;27(5):749–55.

71. Yang DH, Park SH, Kim N, Choi ES, Kwon BS, Park CS, et al. Incremental value of 3D printing in the preoperative planning of complex congenital heart disease surgery. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2020 Aug 16.
72. Sommer KN, Lyer V, Kumamaru KK, Rava RA, Ionita CN. Method to simulate distal flow resistance in coronary arteries in 3D printed patient-specific coronary models. *3D Print Med*. 2020;6(1):19.
73. Wu C, Squelch A, Sun Z. Assessment of optimization of computed tomography angiography protocols for follow-up type B aortic dissection patients by using a 3D-printed model. *J 3D Print Med*. 2022;6(2):117–27.
74. Barragan-Montero A, Javaid U, Valdes G, Nguyen D, Desbordes P, Macq B, et al. Artificial intelligence and machine learning for medical imaging: A technology review. *Phys Med*. 2021;83:242–56.
75. Cui H, Miao S, Esworthy T, Zhou X, Lee SJ, Liu C, et al. 3D bioprinting for cardiovascular regeneration and pharmacology. *Adv Drug Deliv Rev*. 2018;132:252–69.