



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

FACULDADE
DE
MEDICINA

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA-TRABALHO FINAL

LEONARDO CARDOSO MIRALDO

Impressão 3D em Ortopedia - aplicações no presente e futuro

ARTIGO DE REVISÃO

ÁREA CIENTÍFICA DE ORTOPEDIA

Trabalho realizado sob a orientação de:

PROFESSOR DOUTOR JOSÉ MANUEL PINTO SILVA CASANOVA
DR. RÚBEN MIGUEL LOPES CORREIA DA FONSECA

ABRIL/2019

Impressão 3D em Ortopedia - aplicações no presente e futuro
3D printing in Orthopedics- present and future applications



LEONARDO CARDOSO MIRALDO ¹

Trabalho realizado sob a orientação de:

PROFESSOR DOUTOR JOSÉ MANUEL PINTO SILVA CASANOVA ²
DR. RÚBEN MIGUEL LOPES CORREIA DA FONSECA²

1-Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

2-Unidade de tumores do aparelho locomotor do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

Índice

| | |
|---|----|
| <i>RESUMO</i> | 4 |
| <i>PALAVRAS CHAVE</i> | 5 |
| <i>ABSTRACT</i> | 5 |
| <i>KEYWORDS</i> | 6 |
| <i>TABELAS E FIGURAS</i> | 7 |
| <i>LISTA DE ABREVIATURAS</i> | 8 |
| <i>INTRODUÇÃO</i> | 9 |
| <i>MATERIAIS E MÉTODOS</i> | 23 |
| CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO DE ESTUDOS | 24 |
| ESTRATÉGIA DE PESQUISA..... | 24 |
| <i>RESULTADOS/DISCUSSÃO</i> | 26 |
| ESQUELETO AXIAL..... | 26 |
| <i>Coluna Vertebral</i> | 26 |
| Patologia subaxial..... | 26 |
| Deformidades vertebrais..... | 28 |
| Os Odointeum..... | 30 |
| | 31 |
| | 31 |
| Escoliose..... | 31 |
| <i>Pélvis</i> | 34 |
| Patologia Traumática / congénita pélvica..... | 34 |
| Fraturas acetabulares | 34 |
| Fratura pélvica instável | 37 |
| | 39 |
| Conflito femoro-acetabular | 40 |
| Osteonecrose Cabeça Femoral | 41 |
| | 42 |
| Patologia Deformativa Pélvica..... | 42 |
| Patologia tumoral pélvica..... | 45 |
| | 48 |
| | 48 |
| ESQUELETO APENDICULAR..... | 49 |
| <i>Membro superior</i> | 49 |
| Patologia tumoral apendicular membro superior | 49 |
| Histiocitoma fibroso benigno..... | 49 |
| Patologia traumática apendicular membro superior | 50 |
| Amputação traumática | 50 |
| Fratura Semilunares “ <i>die punch fractures</i> ”..... | 51 |
| | 53 |
| Fraturas intercondilares Úmero..... | 53 |
| Os Acromial | 54 |
| <i>Membro inferior</i> | 55 |
| Patologia tumoral membro inferior | 55 |
| Patologia traumática membro inferior..... | 60 |
| Fratura de prato tibial..... | 60 |
| Artroplastia total Joelho..... | 62 |
| <i>CONCLUSÃO</i> | 65 |
| <i>AGRADECIMENTOS</i> | 68 |
| <i>BIBLIOGRAFIA</i> | 69 |

Resumo

O progresso científico tem atualmente, impacto longitudinal nas mais diversas valências socioeconómicas. A medicina, floresce a um ritmo cada vez maior, fruto deste mesmo progresso. A impressão 3D surge então como um dos potenciais baluartes da ortopedia moderna, suprimindo diversas lacunas atualmente enfrentadas por ortopedistas. Trata-se de um conjunto de tecnologias caracterizadas por fabrico aditivo, auxiliado por desenho computadorizado. Diversos estudos apontam para o enorme potencial da impressão 3D nas mais diversas valências ortopédicas, desde traumatologia, cirurgia reconstrutiva, cirurgia oncológica, cirurgia da coluna vertebral entre outras. Torna-se então crucial a existência de um artigo que reúna de forma sucinta as diversas aplicações existentes atualmente, para fácil consulta por parte do clínico. Foi então realizada uma revisão bibliográfica incluindo as palavras chave *3D PRINTING ORTHOPEDICS*, nas bases de dados literárias *Pubmed* e *Sciencedirect*. Foram incluídos um total de 55 artigos na revisão literária. A impressão 3D traz então uma nova capacidade de planeamento cirúrgico a nível de traumatologia e cirurgia de revisão ortopédica, refletindo-se numa menor taxa de complicações, tempo de cirurgia, perdas sanguíneas e exposição a radiação. Permite também a criação de instrumentos cirúrgicos específicos ao procedimento/paciente. A nível da cirurgia reconstrutiva/oncológica permite a utilização de implantes personalizados à anatomia do paciente, com capacidade de osteointegração e melhores resultados funcionais. A cirurgia da coluna vertebral tem na impressão 3D um potencial parceiro indissociável ao permitir a criação de *templates* de perfuração específicos, aumentando exponencialmente a segurança de procedimentos pediculares. São necessários maior número de estudos comparativos entre procedimentos tradicionais e com recurso a impressão 3D, de modo a afirmar com segurança a superioridade desta a nível de *outcome* funcional. São ainda necessários estudos de custo eficácia de forma a poder ser determinado o

nível de cuidados de saúde nos quais existe benefício da implementação da tecnologia. Atualmente é seguro afirmar o impacto positivo da impressão 3D em casos seletos de maior complexidade, sendo espetável a transladação da tecnologia para casos rotineiros com a diminuição de custos e aumento do investimento clínico.

Palavras Chave

Impressão Tridimensional;

Ortopedia;

Traumatologia;

Oncologia;

Medicina Personalizada;

Cirurgia Reconstructiva;

Abstract

Scientific progress currently has a longitudinal impact on the most diverse social-economic values. Medicine blossoms at an ever-increasing rate, due to this progress. 3D printing emerges as one of the potential bastions of modern orthopedics, covering several gaps currently faced by orthopedists. It is defined as a set of technologies characterized by additive manufacturing, aided by computerized design. Several studies point to the enormous potential of 3D printing in the most diverse orthopedic valences, from traumatology, reconstructive surgery, oncologic surgery, spinal surgery, among others. It is therefore crucial to have an article that briefly summarizes the various applications currently available, for easy consultation by the clinician. A bibliographic review was carried out including the keywords 3D PRINTING ORTHOPEDICS, in the literary databases Pubmed and Sciencedirect. A total of 55 articles were included in the literary review. 3D printing brings a new capacity for surgical planning at the level of trauma and orthopedic revision surgery, reflected in a lower rate of complications, surgical time, blood loss and exposure to radiation. It also allows the

creation of surgical instruments specific to the procedure/patient. At the level of reconstructive / oncological surgery it allows the use of implants customized to the patient's anatomy, with osseointegration ability and better functional outcomes. Spinal surgery has in 3D printing a potential inseparable partner by allowing the creation of specific drilling templates, exponentially increasing the safety of pedicular procedures. More comparative studies are needed between traditional procedures and 3D printing aided procedures, in order to safely assert its superiority at the functional outcome level. Cost-effectiveness studies are still needed in order to determine the level of health care in which there is a benefit of implementing the technology. It is now safe to claim the positive impact of 3D printing on selected cases of greater complexity, with the transfer of technology to routine cases foreseeable in the future with the reduction of costs and increase of clinical investment.

Keywords

Three-Dimensional Printing;

Orthopedics;

Traumatology;

Oncology;

Personalized Medicine;

Reconstructive Surgery

Tabelas e figuras

| | |
|--|-----------|
| Figura 1: Tamanho do mercado de impressão 3D, a nível mundial, de 2013 a 2021 (em bilhões de dólares americanos). Adaptado de https://www.statista.com/statistics/796237/worldwide-forecast-growth-3d-printing-market/?fbclid=iwar1foilgixijyud43gfxzmhcz6nupv0aypzjefjjirlemdpiaidbvztadfa | 12 |
| Figura 2: 3Dgrafia. Adaptado de Kim <i>et al.</i> 2017..... | 15 |
| Figura 3: Resumo sistemático do processo de 3dgrafia..... | 16 |
| Figura 4: Ferramentas personalizadas- desenho de guia personalizado de osteotomia para exérese tumoral e sua respetiva impressão. Adaptado de Wang <i>et al.</i> 2017..... | 17 |
| Figura 5: Prótese acetabular personalizada impressa em Ti6AL4V. Adaptado de Iqbal <i>et al.</i> 2018..... | 19 |
| Figura 6: exemplos de ortóteses impressas em 3d. Adaptado de https://3dprintingindustry.com/news/3d-hubs-supports-andiamo-project-3d-printed-orthoses-43737/ | 20 |
| Figura 7: 1-exemplo de prótese de membro superior impressa em 3d ‘phoenix hand ‘2-sistema de imobilização de fratura modular impressa em 3d ‘xkelet’. Adaptado de https://www.technologyreview.com/s/601931/you-can-get-a-3-d-printed-cast-for-a-broken-bone/?fbclid=iwar20t_c9i9fnxkqvaloz2aqko3sssfl7xt38--15cxjskbbk25ofkj16yw0w e http://enablingthefuture.org/phoenix-hand/?fbclid=iwar0f154ptnspsykeuqa0qczfo_bni-8f_jgisiekbu9u_wlebmzep8uhpx48 | 20 |
| Figura 8: 1- Corpo vertebral autoestabilizado impresso em 3D e sua correspondência com modelo de 3dgrafia; 2- Aplicação cirúrgica de corpo vertebral autoestabilizado impresso em 3D. Adaptado de Li <i>et al.</i> 2017..... | 27 |
| Figura 9: Processo de criação de um template de perfuração específico para fixação pedicular. Adaptado de wang <i>et al.</i> 2016..... | 30 |
| Figura 10: 3dgrafia-modelo anatómico de os odointeum. Adaptado de sakai <i>et al.</i> 2016..... | 30 |
| figura 11: 3dgrafia-modelo anatómico escoliose. adaptado de eltorai <i>et al.</i> 2015..... | 33 |
| Figura 12: 3dgrafia-modelos de fratura acetabular para ensino médico. Adaptado de manganaro <i>et al.</i> 2017..... | 36 |
| Figura 13: 3dgrafia- pré dobragem de placas de fixação em modelo de fratura pélvica instável. Adaptado de zeng <i>et al.</i> 2015..... | 38 |
| Figura 14: placa de fixação personalizada de fratura pélvica instável impressa em ti6al4v e sua aplicação em modelo de fratura. adaptado de wang <i>et al.</i> 2016..... | 39 |
| Figura 15: sistema de suporte de osso trabecular impresso em ti6al4v para gestão de osteonecrose precoce da cabeça do fémur. Adaptado de zhang <i>et al.</i> 2018..... | 41 |
| Figura 16: processo de criação de prótese específica. adaptado de wang <i>et al.</i> 2017..... | 47 |
| Figura 17: desenho de guia personalizado de osteotomia para exérese tumoral e sua respetiva impressão. adaptado de lin <i>et al.</i> 2016..... | 47 |
| Figura 18: prótese escapular impressa em peek com orifícios para inserção muscular; 2-comparação entre prótese e peça anatómica do paciente. adaptado de dong <i>et al.</i> 2018..... | 49 |

| | |
|--|-----------|
| Figura 19: representação esquemática da aplicação de impressão 3d em fraturas semilunares. adaptado de chen et al.2018..... | 52 |
| Figura 20: adaptação de placas de fixação claviculares para redução de os acromial em modelo de 3dgrafia acromial. adaptado de beliën et al.2017..... | 54 |
| Figura 21: prótese não cimentada de revisão impressa em títal4v implantada com sucesso em doente com defeito ósseo tibial proximal. adaptado de lu et al. 2018..... | 58 |
| Figura 22: guia de osteotomia personalizado e sua correspondência perfeita com 3dgrafia de modelo tumoral. adaptado de ma et al. 2016..... | 59 |
| Figura 23: 1- planeamento de osteotomia de fratura de prato tibial com recurso e 3dgrafia 2-peça de osteotomia subsequente. adaptado de yang et al.2016..... | 61 |
| Figura 24 desenho de guia personalizado de osteotomia medial em cunha para cirurgia de salvação articular. adaptado de yang et al. 2018..... | 63 |
| Tabela I: Materiais e tecnologias disponíveis para impressão 3D em ortopedia ^{2,4,5,9} | 13 |
| Tabela II: Critérios de inclusão e exclusão..... | 23 |

Lista de abreviaturas

3D- tridimensional;

ABS- Acrilonitrila butadieno estireno;

ATJ- Artroplastia total joelho

AVD- Atividades de vida diária.

CAD- Desenho assistido por computador;

DDH- displasia de desenvolvimento da anca;

DICOM- Digital imaging and communication in medicine;

FAI- conflito femoro acetabular;

FPT- fratura de prato tibial;

HSS- Score hospitalar de cirurgia especial do joelho;

J.O.A- Associação de ortopedia japonesa;

KSS – Score da sociedade do joelho;

MSTS- Sociedade de tumores musculo esqueléticos;

ORIF- Redução aberta com fixação interna;

PSI- Instrumento específico paciente;

RX-Radiografia

RM-Ressonância Magnética

TC- Tomografia Computorizada;

TMTBRS- Sistema de reconstrução óssea de titânio trabeculado;

Introdução

Vivemos atualmente num período de extraordinário progresso científico, estimando-se que em 2010, o tempo de duplicação do conhecimento científico médico fosse de 3.5 anos, no entanto, em 2020 a estimativa aponta para apenas 73 dias ¹. Tal extraordinário progresso impõe naturalmente uma enorme pressão de constante atualização na arte de qualquer clínico/investigador.

Como tal o papel dos artigos de revisão torna-se fundamental, facilitando a compreensão global de uma temática, estimulando assim maior avanço da arte médica.

É neste entusiasmante contexto científico atual, que surge a proposta de realizar uma revisão bibliográfica com o intuito de descrever as diversas aplicações clínicas do processo de impressão tridimensional em ortopedia, e tecer breves considerações sobre o futuro desta tecnologia.

A impressão 3D não é em si uma tecnologia, mas sim a designação de todo um vasto ecossistema de tecnologias distintas, cuja base assenta na prototipagem rápida ou fabrico aditivo, com suporte de desenho assistido por computador²⁻⁴. O seu exórdio traça-se na década de 80, quando em 1984 Charles Hull (3D *systems*), desenvolve e patenteia o sistema de estereolitografia, um processo de prototipagem rápida no qual fotopolímeros são depositados camada a camada, sofrendo um processo de cura por radiação ultravioleta. Surge como uma verdadeira revolução a nível do fabrico industrial, pois tratava-se de um método aditivo, em contraste com os métodos subtrativos vigentes na época, permitindo maior economia de material, maior precisão, velocidade de produção e menores custos. Tais vantagens levaram diversas indústrias metalomecânicas automóveis e aeroespaciais a investir fortemente na tecnologia para o desenvolvimento de protótipos ^{3,4}. Atualmente existem diversas tecnologias disponíveis de impressão, com diferentes custos de entrada, resolução máxima de impressão e materiais possíveis de imprimir, tendo revolucionado os mais diversos setores industriais ⁵. É

claramente uma tecnologia em fase de consolidação, atualmente com impacto socioeconómico multissetorial, demonstrando enorme potencial de expansão – em 2015 a quota de mercado de impressão 3D estimava-se em cerca de 6 biliões de dólares, estimando-se um crescimento exponencial, apontando as previsões para cerca de 21 biliões em 2021⁶ (figura 1).

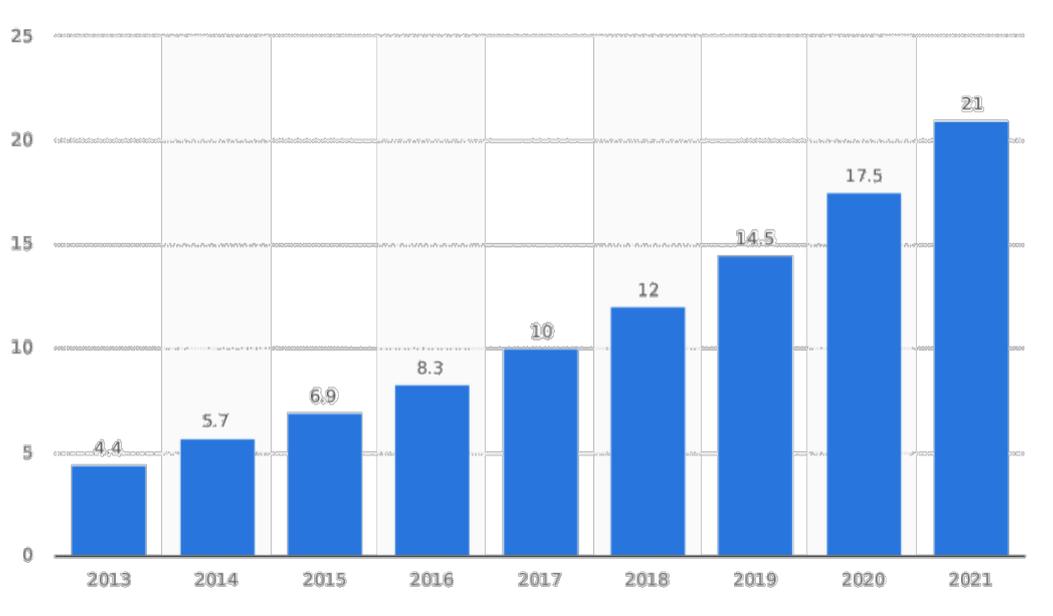


Figura 1: *Quota de mercado da tecnologia de impressão 3D, a nível mundial, de 2013 a 2021 (em biliões de dólares americanos). Adaptado de <https://www.statista.com/statistics/796237/worldwide-forecast-growth-3d-printing-market/?fbclid=IwAR1FOILgiXIjYuD43GfXZmHcz6NUpv0AYpzjEjJirLEMdPIaIDBvzta dFA>*

Naturalmente a medicina, acompanhando os diversos setores sociais, demonstrou interesse precoce pela impressão 3D, florescendo a par com esta tecnologia, a ideia de uma medicina individualizada⁷.

Mais concretamente a nível ortopédico, a impressão 3D afigurava-se como a passagem de uma ciência de produção em massa, para uma ciência de personalização em massa⁴. No entanto, foi necessário ultrapassar diversos entraves para que a impressão 3D começasse a ganhar tração a nível de medicina. Os custos de entrada da tecnologia foram durante cerca de 2 décadas incomportáveis, inviabilizando a investigação científica massificada, impossibilitando a sua transladação para o dia a dia médico. Com o expirar de patentes tecnológicas chave no início do século 21, o custo de entrada diminuiu drasticamente permitindo uma massificação

da tecnologia de impressão 3D ^{2,5}. A título de exemplo com o expirar da tecnologia atualmente mais utilizada no meio médico de FDM (descrita adiante) em 2009, os custos de uma impressora 3D baixaram de cerca de 10000 para 1000 euros, registrando-se um incremento quase imediato de 30% a nível de artigos científicos relacionados com impressão 3D ⁵. A par com a diminuição do custo de impressão 3D, surgiu um maior número de materiais com potencial aplicação clínica, no entanto, a ausência de regulamentação e aprovação de entidades reguladoras, assim como de estudos de perfil de segurança, atrasaram a implementação clínica. Existem atualmente diversos materiais e tecnologias de impressão aprovados pela agência federal de drogas americana (FDA), chinesa (C-FDA) e pela agência europeia do medicamento (EMA), estando a ser enveredados esforços governamentais com o intuito de regulamentar a aplicação da impressão 3D em segurança no contexto clínico ^{2,8}. Outro entrave passou pela forte dependência em medicina da impressão 3D e disponibilidade de informação proveniente de imagiologia com elevada resolução, sendo tal tecnologia outrora reservada a centros de referência. Atualmente, existe grande acessibilidade de métodos imagiológicos cuja resolução ultrapassa largamente a impressora 3D, com maior resolução disponível ⁹.

Passo a passo a tecnologia foi sendo implementada nos mais diversos campos médicos, sendo a audiologia pioneira da sua aplicação em larga escala. Implantes auditivos personalizados, outrora dispendiosos e de elevada complexidade, viram o seu custo de produção reduzido drasticamente com a implementação de impressão 3D, permitindo o acesso da tecnologia a um maior número de doentes ⁷. Seguiu-se a estomatologia, com o desenvolvimento de aparelhos de ortodontia específicos à anatomia do paciente, transparentes, impressos em 3D, com menor impacto estético (tecnologia *invisalign* a título de exemplo). A cirurgia maxilofacial e neurocirurgia foram pioneiras na reconstrução óssea com recurso a impressão 3D.

A nível ortopédico, a impressão 3D encontra-se neste momento em ascensão, tendo a sua implementação sido mais demorada que as suas disciplinas pares, por diversas razões. O principal motivo prendeu-se com os custos. A nível ortopédico, as exigências materiais são

maiores quando comparadas com outras disciplinas, sendo necessário maior quantidade de material(peças mais volumosas), impressoras com maior volume de produção e peças com arquitetura mais complexa, o que naturalmente incorre em maior custo de entrada da tecnologia². Outro entrave prendeu-se com a elevada percentagem de cirurgiões ortopédicos que desconhecem o conceito de impressão 3D, salientando mais uma vez a vital importância de artigos de revisão na atualização do conhecimento científico³.

Atualmente existem diversas tecnologias de impressão 3D disponíveis em ortopedia, com diferentes custos de entrada e aplicações ⁴

Dentro dos processos baseados em extrusão de partículas, o processo de modelagem **por deposição fundida (FDM)**, é claramente o mais preponderante. Trata-se de um processo idealizado por Scott Trump, cuja patente expirou em 2009, reduzindo drasticamente o seu custo. Baseia-se na extrusão de pequenos polímeros aquecidos, sendo depositados num substrato de acordo com o planeado em desenho assistido por computador (CAD). Após deposição, o polímero arrefece solidificando. Os materiais utilizados são maioritariamente termoplásticos, podendo, no entanto, certos polímeros metálicos serem impressos. Trata-se de uma tecnologia de custo diminuto, com baixa resolução, não sendo aplicável em desenhos de maior complexidade. Têm ainda a necessidade de impressão de uma estrutura de suporte, quando o ângulo de impressão é superior a 45°, incorrendo em maiores gastos de material e menor resolução. ^{4,10}

Para além dos processos baseados em extrusão, existem processos que tem por base o **laser**, nos quais uma fonte de energia externa, induz a fusão de material em camadas.⁴ A estereolitografia foi pioneira dentro destes processos, no entanto, veio a ser substituída pela **Sinterização seletiva em laser (SLS)** – Trata-se de uma tecnologia de baixo custo, cuja patente expirou em 2016 na qual é induzida a fusão de diferentes camadas de material em pó, através de uma fonte de energia externa. Apresenta uma vasta capacidade de impressão, podendo realizar impressão de termoplásticos, ligas metálicas e cerâmica, não apresentando a

necessidade de suporte, alcançando resoluções satisfatórias, no entanto, nos materiais impressos em liga metálica, é frequente a necessidade de um processo de pós processamento para alcançar as propriedades biomecânicas necessárias.^{2,4,10,11} Outras tecnologias encontram-se a ganhar tração atualmente, nomeadamente a **sinterização direta de metal a laser(DLMS)**, que permite a impressão de mais que uma liga metálica simultaneamente, alcançando resoluções superiores a 0.1mm, com rendimentos brutos de material na ordem dos 95%⁴. Existe ainda, a **fusão através de feixe de elétrons (EBM)**, tecnologia que na atualidade está em expansão permitindo a impressão de material metálico, com elevada resolução, permitindo a manipulação da sua microarquitettura estrutural, assim como realização diversas modificações na sua superfície. É atualmente a tecnologia de excelência a nível de impressão de próteses metálicas⁸. A Tabela 1 resume então as diferentes tecnologias de impressão 3D e os diferentes materiais disponíveis.

Tabela I: Materiais e tecnologias disponíveis para impressão 3D em ortopedia^{2,4,5,9}

| Tecnologias disponíveis para impressão 3D em ortopedia | Materiais disponíveis para impressão 3D em ortopedia: (aprovados por entidades reguladoras) |
|--|---|
| Estereolitografia (SLA) | Acrilonitrila butadieno estireno (ABS) |
| Modelagem Deposição Fundida (FDM) | Nylon |
| Sinterização Seletiva Laser (SLS) | Ácido Polilático (PLA) |
| Sinterização Direta Metal Laser (DLMS) | Polietileno de alta densidade (HDPE) |
| Fusão Feixe Elétrons (EBM) | Aço inoxidável (316i) |
| Impressão Theriforme | Liga de titânio (TI6AL4V) |
| Impressão por Jato | Metais Preciosos (Ouro, Prata, Platina) |
| <i>Robocasting</i> | Fibra de Carbono |
| Modelagem por deposição de líquidos (LDM) | Polímeros Cerâmicos |
| | Poli (Éter-Éter-Cetona) (PEEK) |
| | Álcool polivinílico (PVA) |

A melhor forma de resumir as diferentes aplicações da impressão 3D no ramo da ortopedia, passa por um conceito cunhado por Bagaria *et al.* – A biosfera da impressão 3D. Neste conceito, propõe-se então a divisão das diferentes aplicações em 4 principais categorias: 3Dgrafia; Ferramentas 3D personalizadas; Implantes/Próteses personalizadas; *Bioprinting* ⁴

3Dgrafia:

A 3Dgrafia, refere-se à impressão de modelos anatômicos fidedignos, com base na informação proveniente de imagiologia. Estes modelos são por norma impressos em termoplástico, sendo robustos e autoclaváveis com deformação mínima⁴.

Quando um cirurgião planeia uma cirurgia, cumpre uma premissa ética, e em breve, terão determinação legal de minimizar o risco cirúrgico¹². É sabido que a maioria das complicações cirúrgicas ortopédicas advém de fraco planeamento pré cirúrgico, levando a um maior tempo cirúrgico, administração de fármacos e perda de sangue ³. A 3Dgrafia fornece então ao cirurgião um modelo físico fidedigno da anatomia do paciente, oferecendo feedback háptico, permitindo ao cirurgião maior conhecimento da patologia em questão quando comparado unicamente com a visualização de reconstrução tridimensional imagiológica^{9,13}. Fornece ainda a possibilidade de realização de cirurgia *in vitro*, aumentando a confiança do clínico e facilitando o processo cirúrgico- a título de exemplo a pré dobragem de placas de fixação em traumatologia e a determinação mais precisa da logística material necessária no bloco (fig.2) ^{3,4,10,14}. Para além do planeamento cirúrgico, a 3Dgrafia assume um papel importante no ensino médico, ao permitir a estudantes e residentes a manipulação espacial de casos complexos, assim como realizar cirurgia simulada de forma custo efetiva⁴.

A 3Dgrafia têm também um importante papel na comunicação clínico-paciente, ao permitir a este, uma maior compreensão da sua patologia, aumentando a adesão e confiança terapêutica⁹

A 3Dgrafia apresenta-se então como uma bênção para os pacientes ortopédicos, assim como para o cirurgião ao evitar complicações médico legais.³

Torna-se então vital descrever o processo de criação de modelos anatómicos através de imagiologia.

O primeiro passo é a aquisição de imagem, obtendo-se esta através de diversos métodos imagiológicos, sendo os mais comuns a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), podendo, no entanto, ser utilizada informação proveniente de ecografia e inclusivamente RX^{3,10}. A escolha do método imagiológico apropriado é vital, pois a escolha errada pode resultar em discrepâncias entre o modelo impresso e a anatomia do paciente. As TC em ortopedia utilizadas para 3Dgrafia, por norma utilizam espessuras entre os 0.625mm e os 2mm.¹⁰ Obtêm-se então uma representação da anatomia do paciente, codificada em ficheiro DICOM (ficheiro de comunicação de imagem digital em medicina), composta por um conjunto de *pixels* ou *voxels* (representação 3dimensional), com diferentes escalas cromáticas de acordo com as estruturas anatómicas representadas, sendo a representação mais precisa quanto maior for a densidade de *pixels/voxels* (resolução). O ficheiro DICOM têm depois que ser transformado em ficheiro CAD, necessitando-se para tal da importação deste através de diversos softwares disponíveis, existindo *softwares* gratuitos e pagos, com diversas funcionalidades⁵. Após importação, torna-se importante isolar as áreas de interesse dentro da reconstrução 3D da anatomia do paciente, tendo tal processo o nome de segmentação, existindo, diversos *softwares* disponíveis para tal, coincidindo, por norma, com os *softwares* utilizados para a importação do ficheiro DICOM. Esta é a porção mais morosa de todo o processo, existindo 3 processos de segmentação, com diferentes resultados associados. A segmentação manual, permite ao clínico a seleção individualizada dos diferentes *voxels* na reconstrução 3D, isolando a área de interesse. Trata-se do processo mais preciso, no entanto é demasiado moroso para a prática clínica convencional. Surgiu então a segmentação semi-manual, no qual o clínico determina pontos chaves a isolar, existindo um algoritmo que processa informação subsequentemente. Um exemplo deste algoritmo é a função “*grow from seed*” do software MIMICSTM (materialise NV, Bélgica). Encontram-se ainda atualmente em desenvolvimento,

diversos algoritmos para segmentação automática. Após o procedimento de segmentação, é então necessária o processo de geração de grelha, na qual é obtida uma representação tridimensional da região isolada, sendo esta decomposta numa grelha de diversas figuras poligonais, por norma triângulos, resultado numa imagem mais suave, com menos artefactos^{10, 15}. De salientar a importância da comparação a cada passo com o ficheiro DICOM original, de forma a assegurar uma representação anatómica fidedigna. O ficheiro CAD resultante então do processo, é então convertido num ficheiro G-CODE, que o decompõem em diversas camadas de espessura pré-determinada, sendo depois importado e lido pela impressora, com subsequente impressão.

Na figura 3 apresenta-se então um resumo deste processo.



Figura 2: 3Dgrafia: 1. Rx de fratura clavicular esquerda. 2.Reconstrução 3D CAD de TC. 3.Modelo de fratura e pré dobragem de placa de fixação. 4. Fratura reduzida com placas pré dobradas. Adaptado de Kim et al. 2017



Figura 3: Resumo sistemático do processo de 3Dgrafia

Ferramentas 3D personalizadas:

A impressão 3D é o maior incentivo disponível de momento à inovação a nível de instrumentos cirúrgicos, capacitando o cirurgião da possibilidade de adaptar os desenhos tradicionais de instrumentos, consoante as necessidades e dificuldades encontradas, desenhando através de CAD e imprimindo novos instrumentos cirúrgicos frequentemente, dentro da própria instituição hospitalar⁹.

Cresce hoje em dia o movimento a favor da criação de instrumentos de uso único, personalizados, em material reciclável, ao invés da utilização dos tradicionais conjuntos de instrumentos cirúrgicos de metal, reutilizáveis após autoclavagem, reduzindo os custos e logística associada a cirurgias².

Dentro do planeamento cirúrgico, é então possível ao cirurgião, em conjunto com a equipa de engenharia, através da reconstrução 3D em CAD citada anteriormente, realizar cirurgia virtual, com recurso a *software* especializado. É ainda permitido o desenho com recurso a CAD, de instrumentos específicos de acordo com a patologia evidenciada, como *templates* de

navegação cirúrgica, guias de osteotomia (fig.4) placas de redução de fratura específicas, guias de perfuração pedicular entre outros ⁴. Este método apresenta a vantagem de não ter incrementos de custo, com o aumento da complexidade, quando fabricado em meio intra-hospitalar, disponibilizando instrumentos complexos a cirurgiões, que de outra forma seriam inacessíveis, exceto em centros de referência².

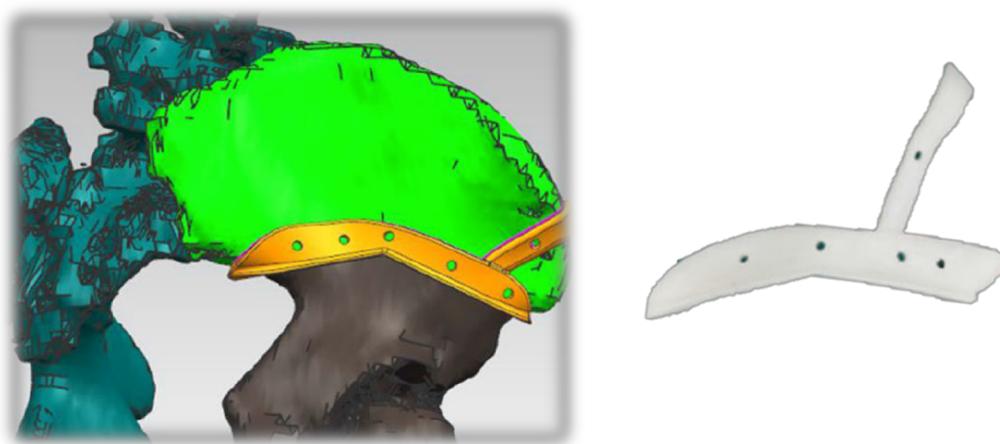


Figura 4: Ferramentas personalizadas- Desenho de guia personalizado de osteotomia para exérese tumoral e sua respectiva impressão. Adaptado de Wang et al. 2017

Implantes/Próteses personalizadas:

Com a massificação das tecnologias de impressão em metal previamente descritas, surgiu a possibilidade do desenvolvimento de implantes metálicos e próteses personalizadas, munindo o cirurgião de uma valiosa arma na cirurgia reconstrutiva, desbloqueando opções terapêuticas previamente tidas como impossíveis ^{2,8}. Esta faceta da impressão 3D é considerada atualmente, a sua mais valiosa aplicação em ortopedia⁸. A impressão 3D permite não só a impressão de peças metálicas adaptadas à anatomia do paciente(fig.5), como possibilita um controle específico da sua arquitetura estrutural, alcançando resoluções de até 0.1mm e incorporando na sua estrutura características fundamentais, nomeadamente porosidade, que permita uma maior osteointegração². A utilização de próteses impressas em 3D, pela sua

perfeita adaptação com anatomia do paciente e excelentes capacidades biomecânicas, permitem uma redução marcada do fenómeno de *stress shielding*, complicação frequente de cirurgia reconstrutiva ortopédica⁸.

Atualmente é ainda possível a modificação das ligas metálicas a imprimir, conferindo-lhe diferentes funções, como por exemplo a impressão de titânio poroso, impregnado com hidroxiapatite, de forma a aumentar a osteointegração ou a utilização de titânio impregnado com antibiótico, em cirurgia de revisão por prótese infetada⁸.

Estas peças podem ainda ser posteriormente submetidas a pós processamento, sendo possível a alteração das propriedades biomecânicas do implante, aumentando a sua capacidade de osteointegração e tribologia. Existem diversos métodos, adequados para o fim pretendido, a título de exemplo, um implante em cunha para preenchimento de defeito ósseo impresso em titânio poroso, que pode ser submetido a tratamento abrasivo, de modo a aumentar ainda mais a sua capacidade de osteointegração. Por outro lado, uma prótese biomecânica acetabular, pode ser submetida a anodização e polimento, para obtenção de uma superfície o mais lisa possível, reduzindo assim a sua tribologia diminuindo o desgaste².

A impressão 3D têm também valiosa aplicação ao nível das ortóteses terapêuticas, permitindo eliminar os entraves da manufatura tradicional, abrindo a porta para *designs* personalizados. Tal demonstra vital importância, dado o impacto funcional que estas têm, assim, ao desenvolver ortóteses personalizadas (fig.6), adaptadas a fisionomia do doente, de baixo peso, e com menor impacto estético, aumentando-se drasticamente a adesão terapêutica, e subsequentemente o *outcome*¹⁵. Citando como exemplo, as ortóteses para escoliose, têm frequentemente como barreira, a fraca adesão à terapia, dada a altura crítica do desenvolvimento biopsicossocial do paciente alvo (jovens adolescentes). Face a estes impasses, a impressão 3D permite transformar a visão negativa de uma ortótese, tendo em conta as preferências da doente, tal como um acessório de moda, reduzindo o estigma e aumentando drasticamente a adesão terapêutica.

Analogamente a nível de imobilização de membros - vulgos gessos e talas, a impressão 3D encontra-se num processo de revolução da abordagem terapêutica, ao permitir a criação de imobilizações modulares (fig.7), de baixo peso, capazes de acomodar o edema, respiráveis, com janelas para observar cicatrização, sendo, no entanto, necessária maior velocidade de produção para a aplicação massificada desta tecnologia².

A criação de próteses em crianças vítimas de amputação traumática (fig.7) tem inúmeros obstáculos, que incorrem num aumento de custos dramático para a família, a título de exemplo, a elevada taxa de danos sustida pela prótese e o rápido crescimento da criança tornando esta rapidamente obsoleta. A impressão 3D permite então a impressão de próteses modulares de baixo peso, de baixo custo, entre 50 a 100 dólares, comparativamente com os 4000 a 10000 de próteses de manufatura tradicional, mantendo resultados satisfatórios, sendo uma bênção para milhares de famílias afetadas por amputação traumática de membro infantil¹⁵.



Figura 5: Prótese acetabular personalizada impressa em Ti6Al4V. Adaptado de Iqbal et al. 2017

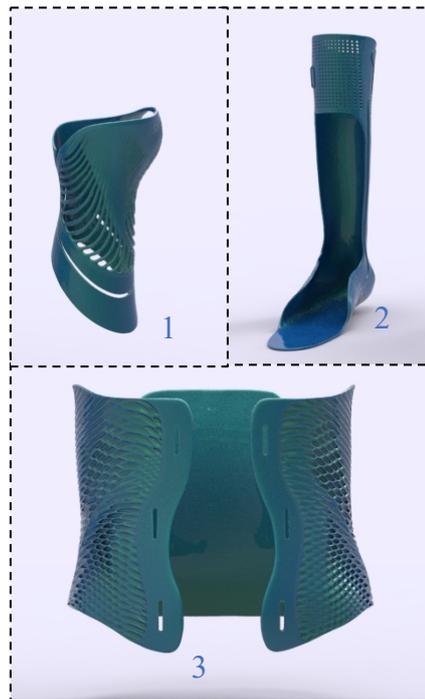


Figura 6: Exemplos de ortóteses impressas em 3D. Adaptado de <https://3dprintingindustry.com/news/3d-hubs-supports-andiamo-project-3d-printed-orthoses-43737/>

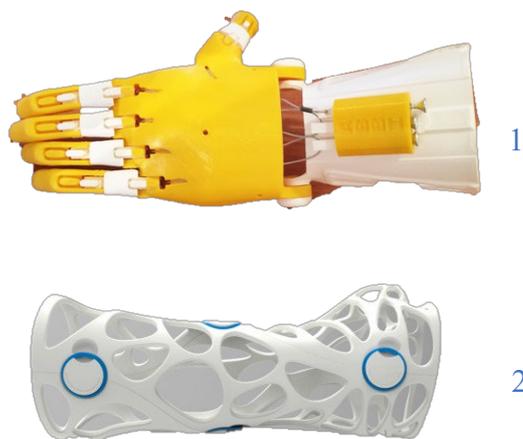
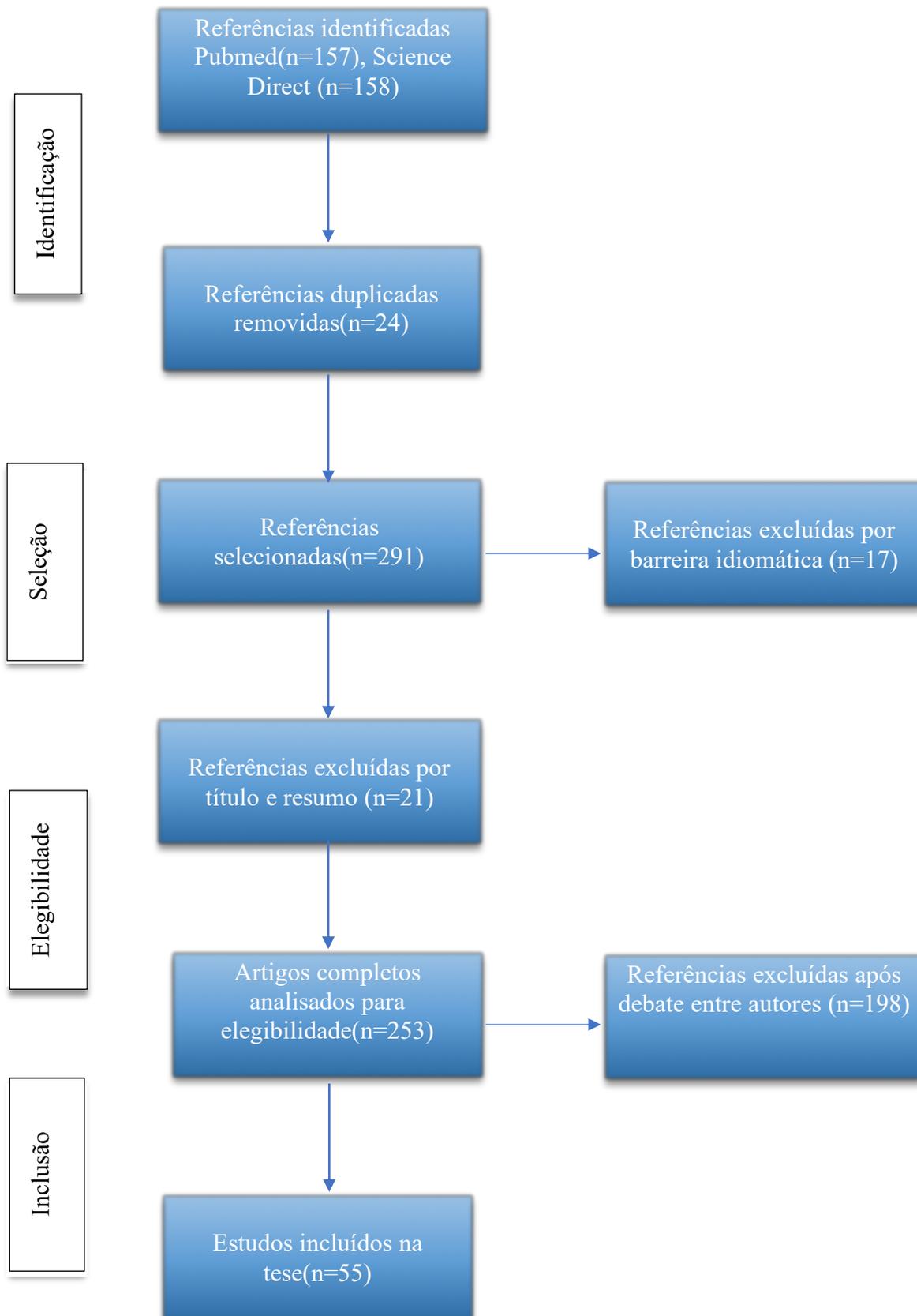


Figura 7: 1-Exemplo de prótese de membro superior impressa em 3D “Phoenix hand”; 2-Sistema de imobilização de fratura modular impressa em 3D “Xkelet”. Adaptado de https://www.technologyreview.com/s/601931/you-can-get-a-3-d-printed-cast-for-a-broken-bone/?fbclid=IwAR20t_c9I9fNXKqvaloZ2aqKo3ssSFL7XT38--15cxJSkbK25OFKj16Yw0w e http://enablingthefuture.org/phoenix-hand/?fbclid=IwAR0f154ptNspYKEuqa0qcZFO_BNI-8F_JGISiekBu9U_WIEbmzeP8UHPx48

Bioprinting:

Bioprinting designa o processo de combinação de diversas células e fatores de crescimento, numa estrutura de suporte, de forma a replicar tecidos biológicos, com recurso a impressão 3D⁴. A tecnologia de impressão mais frequentemente utilizada é a impressão 3D em jato, no qual microgotículas orgânicas são pulverizadas sobre uma estrutura de suporte previamente impressa¹⁰. Trata-se de um ramo da medicina regenerativa com crescente popularidade, existindo um aumento exponencial no número de ensaios pré-clínicos em desenvolvimento⁴. Atualmente, em ortopedia, os esforços concentram-se a nível de impressão de biomiméticos de tendões, ligamentos, cartilagem e tecido ósseo².

Materiais e métodos



Critérios de inclusão e exclusão de estudos

Foram incluídos estudos originais, do tipo ensaio clínico (aleatorizados ou não, controlados ou não) que reportem a utilização de impressão 3D em ortopedia. Foram incluídos também artigos de revisão e casos clínicos dentro da mesma temática. Os demais critérios de inclusão prenderam-se com: data da publicação do estudo entre 1 de janeiro de 2010 e 31 dezembro de 2018, terem sido realizados em Humanos e publicados nos idiomas inglês ou português. Foram excluídos os estudos que ainda não tinham aplicabilidade clínica em pacientes Humanos ou cadáveres. Também foram rejeitados estudos de áreas clínicas distintas de ortopedia, como por exemplo artigos de foco na área cirúrgica maxilofacial, cirurgia geral, estomatologia entre outras. Por fim, alguns dos estudos, ainda que cumprindo todos os critérios de elegibilidade e estando enquadrados na valência clínica de ortopedia, foram, por unanimidade, excluídos, após discussão entre os autores, que concordaram na falta de relevo para a temática.

Tabela II: Critérios de inclusão e exclusão

| <u>Critérios de Inclusão</u> | <u>Critérios de Exclusão</u> |
|--|---|
| Estudo publicado entre 01-01-2010 e 31-12-2018; | Disponibilidade parcial do artigo (apenas abstract disponível); |
| Conter palavras chave: 3D, printing e Orthopedics/Orthopaedics; | Ausência de inclusão de palavras chave ou inclusão parcial destas; |
| Estudo publicado em Inglês ou Português; | Barreira linguística n=17 , 1 estudo em alemão, 16 em Mandarim; |
| Estudos referentes a ortopedia; | Estudos referentes a outras áreas clínicas indevidamente atribuídos a ortopedia; |
| Valor de significância p ≤0.05; | Estudos referentes a ortopedia cujo conteúdo após consenso entre autores se manifestou como não relevante para a temática; |
| Estudos com aplicabilidade clínica em Humanos (in vivo ou estudo cadavérico); | |

Estratégia de pesquisa

A pesquisa dos artigos foi realizada na base de dados *PubMed* e *Science Direct*, utilizando-se 3 palavras de intersecção na análise bibliográfica: 3D, *printing* e

orthopedics/orthopaedics de acordo com a codificação *medical subject headings* (MeSH). Realizou-se uma primeira avaliação, tendo por base os títulos e resumo dos artigos, rejeitando-se aqueles que não preencheram os critérios de inclusão ou apresentaram algum dos critérios de exclusão. Se algum dos artigos não era imediatamente incluído ou excluído, foi selecionado para posteriormente ser integralmente analisado e debatido entre autores. De realçar, que no universo de estudos incluídos, apenas foram consideradas significativas as diferenças, cujos valores de p fossem menores que 0,05.

Resultados/Discussão

ESQUELETO AXIAL

Coluna Vertebral

Patologia subaxial

A descompressão e fusão anterior são métodos utilizados no tratamento cirúrgico de patologia subaxial, no entanto, os resultados são insatisfatórios, com insuficiente estabilidade mecânica. Uma das alternativas propostas, passa pela fixação transpedicular anterior, que combina uma abordagem anterior com a estabilidade biomecânica de uma fixação pedicular¹⁶. Adicionalmente, pode ser realizada a fixação pedicular posterior¹⁷. A técnica supracitada tem elevado potencial para complicações, dada a pequena dimensão dos pedículos cervicais e localização adjacente de estruturas vitais¹⁶. Como os métodos atualmente utilizados de fixação pedicular apresentam taxas de complicações elevadas¹⁷, foram então propostos diversos métodos de forma a minimizar o risco cirúrgico, estando atualmente, a utilização de guias de fixação específicos impressos em 3D a ganhar tração, assim como a cirurgia assistida por computador. Cientes do potencial da impressão 3D, Peng *et al.* reportam o desenvolvimento de guia de perfuração para fixação pedicular anterior, realizando ainda a comparação entre manufatura por impressão 3D ou método subtrativo tradicional.

Retiraram a informação TC de 20 vértebras cervicais de cadáver, tendo sido obtida reconstrução 3D através do *software MIMICS™*. Após reconstrução, foram então determinadas 2 trajetórias pediculares: CBT0- com trajeto medial à parede medial pedicular e CBT0.7 com trajeto lateral à parede medial pedicular. Posteriormente, desenharam os guias de inserção de parafusos, por inversão da anatomia vertebral. O modelo tradicional foi obtido através de subtração de bloco de aço inoxidável, sendo o modelo 3D impresso em resina fotossensível. Cada modelo de manufatura apresentava então os dois trajetos supracitados. O tempo de produção foi significativamente menor para o grupo de manufatura tradicional, no entanto, não ocorreram diferenças significativas no custo de produção. Além disso, não se verificaram

diferenças significativas na inserção de parafusos (n=40) e fixação pedicular em vértebras de cadáver¹⁶.

Ainda na patologia subaxial, Bundoc *et al.* reportam através do seu estudo cadavérico, a viabilidade de utilização de um guia de inserção de parafusos pediculares de baixo custo, impresso em 3D. Foi então obtida informação de TC de 50 vértebras de 5 cadáveres, tendo o ficheiro *DICOM*, sido importado pelo *software OSIRIX™ (pixmeo S.A.R.L, Suíça)*, sendo realizada reconstrução 3D e impressão dos modelos vertebrais. Retiraram o pedículo anterior dos modelos, para facilitar a observação, e cuidadosa inserção de 1 fio de *kirshcner* com 1.5mm. A visualização em tempo real permitiu a inserção ideal nos cadáveres originais. Foi então criado um molde de secagem rápida em polimetilmetacrilado, posteriormente transladado para os cadáveres originais. Obteve-se um total de 98% de fixação dentro das margens aceitáveis, sendo 94% fixações ideais. Apenas se verificou uma perfuração major em c3, considerada como inaceitável, resultado do mau contacto entre o molde e o corpo vertebral, por deficiente dissecação de tecidos moles. O custo total de material foi de 50 euros, sendo uma abordagem com potencial de ser adotada em diversos centros¹⁷.

Li *et al.* evidenciam no seu caso clínico, a reconstrução de coluna cervical após exérese de metástases de carcinoma papilar da tiroide, com recurso a impressão 3D. A paciente do estudo apresentava-se com lesões líticas secundárias a carcinoma papilar da tiroide, invadindo c2 a c4, com invasão de nervo recorrente laríngeo e parestesias do membro superior. Tinha no pré-operatório um score de J.O.A (associação ortopédica japonesa) de 8/17. Procedeu-se ao desenho, com base na informação de TC e RM, e de acordo com o plano cirúrgico, de um corpo vertebral autoestabilizado artificial, em TI6A4LV poroso, de forma a facilitar osteointegração, com estrutura colunar, apoiando-se nas facetas articulares inferiores do atlas (fig.8). A abordagem cirúrgica foi anterior-posterior, com exérese tumoral, e implantação do corpo vertebral artificial e fixação posterior das massas laterais com parafusos. A cirurgia decorreu sem intercorrências, encontrando-se a paciente a deambular, aos 11 dias de pós-operatório, com

recurso a uma ortótese personalizada. Aos 12 meses apresentava boa função para as AVD (atividades de vida diária), com um score de JOA de 16/17¹⁸.

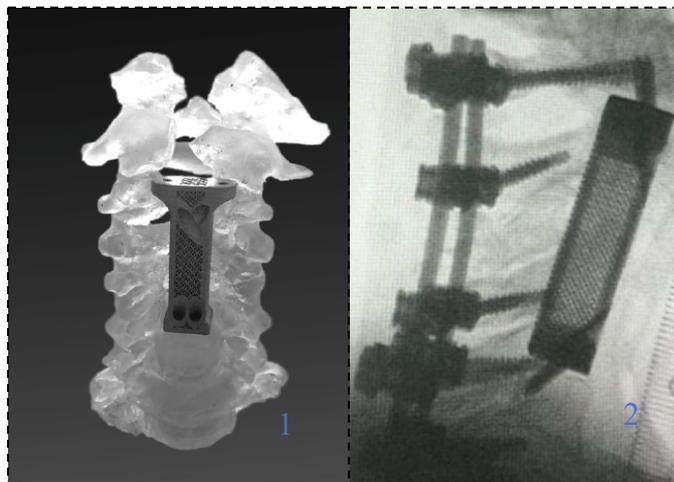


Figura 8: 1- Corpo vertebral autoestabilizado impresso em 3D e sua correspondência com modelo de 3dgrafia; 2- Aplicação cirúrgica de corpo vertebral autoestabilizado impresso em 3D. Adaptado de Li *et al.* 2017

Deformidades vertebrais

As deformidades vertebrais são altamente complexas de tratar, tratando-se de patologias com elevada morbimortalidade. A fixação pedicular, veio revolucionar a sua abordagem existindo atualmente diversas técnicas cirúrgicas propostas para fixação pedicular, nomeadamente a cirurgia com base em marcos anatómicos, cirurgia por exposição direta pedicular após laminectomia e guiada por fluoroscopia. Contudo, estas técnicas apresentam frequentemente complicações neurovasculares por inserção incorreta de *hardware*. Recentemente, têm vindo a ser proposta a utilização de cirurgia guiada por computador, estando, no entanto, esta atualmente reservada a centros de referência seletos. A utilização de impressão 3D no planeamento de cirurgia de deformidade vertebral, assim como o recurso à utilização de instrumentos cirúrgicos específicos têm vindo a ganhar tração, tendo Garg *et al.* levado a cabo um estudo retrospectivo sobre a utilização de impressão 3D para correção cirúrgica de deformidades vertebrais, comparando-a com cirurgia baseada em marcos anatómicos.

Utilizaram um total de 20 doentes, com diversas patologias deformativas (escoliose idiopática da adolescência ou congénita e deformidade vertebral pós tuberculose) que randomizaram em 2 grupos de 10, nos quais não se verificaram diferenças significativas.

O grupo com recurso a impressão 3D, foi submetido a TC vertebral integral, com posterior reconstrução 3D através do *software MIMICS™*. Após análise do modelo 3D, foram segmentadas apenas as vértebras seleccionadas, pelo cirurgião, para fixação pedicular. Posteriormente à cirurgia virtual, para determinação de ângulos e profundidade ótimas para o parafuso de fixação, com recurso ao *software 3D MATIC*, obteve-se um modelo de fixação específico, através da inversão da anatomia vertebral, tendo este posteriormente sido impresso em ABS, a par dos modelos vertebrais.

Procedeu-se então à cirurgia *in vitro*, confirmando a viabilidade e precisão destes, tendo sido posteriormente utilizados em cirurgia *in vivo*, sem intercorrências. Ao nível de fixação pedicular, verificou-se diferença significativa tanto ao nível de colocações perfeitas, como a nível de perfurações medianas de grau 2 entre os grupos, apresentando o grupo de impressão 3D melhores resultados. No mesmo grupo, verificaram-se ainda melhorias significativas no tempo de cirurgia e no uso de fluoroscopia¹⁹.

Ainda nas deformidades vertebrais, Zhang *et al*, reportam no seu caso clínico a utilização de impressão 3D, na abordagem cirúrgica de deformações vertebrais secundárias a displasia espondilometafiseal. Para tal, descreveram o caso de um paciente de 23 anos, com cifose toracolombar fixa angular, com parestesias e semiparalisia. Após obtenção de informação de TC, foi reconstruída em 3D. tendo sido realizadas diversas medições da anatomia vertebral por parte dos cirurgiões. O modelo foi impresso em 3D, realizando-se cirurgia *in vitro* (fixação pedicular posterior e fusão anterior com rede de titânio). Após esta, procedeu-se à cirurgia *in vivo*, decorrendo sem intercorrências, verificando-se alívio imediato da sintomatologia, tendo após um ano, um score de *barthel* de 80 (50 pré cirúrgico) e fusão intervertebral completa²⁰.

Os Odointeum

Os *odointeum* é definido como uma patologia no qual o processo odontóide do atlas, apresenta um defeito na comunicação com o corpo vertebral. Trata-se de um achado maioritariamente incidental, podendo causar instabilidade neurológica. Existe atualmente indicação cirúrgica se paciente sintomático e com idade inferior a 20 anos. Foram propostas diversas técnicas cirúrgicas para a gestão de os *odointeum*, não existindo nenhuma técnica atualmente recomendada²¹. O advento da impressão 3D abre uma nova página na gestão de Os *odointeum* permitindo uma abordagem específica à anatomia do paciente. Wang *et al.* reportam a utilização de impressão 3D na abordagem de um paciente de 3 anos com os *odointeum* sintomático (fig.9). Foi obtida informação *DICOM* proveniente de TC do paciente, tendo sido convertida em ficheiro CAD através do *software MIMICS™*. Foi então realizada segmentação e reconstrução 3D no *software GEOMAGIC™ (3Dsystems, EUA)*. Desenhou-se um guia de perfuração e fixação posterior individualizado, por inversão da anatomia do arco posterior da vértebra cervical, tendo sido determinado o local apropriado de inserção de parafuso, de modo a alcançar a massa lateral e evitar lesar estruturas adjacentes. Foi ainda acrescentado ao guia, uma pega central de forma a facilitar a manipulação do cirurgião. O guia tinha ainda um túnel de inserção de parafuso mais longo que o habitual de forma a aumentar a precisão neste processo. Procedeu-se então à impressão através de SLM em titânio com recurso a impressora “*di metal-100*”. Adicionalmente, imprimiram-se modelos vertebrais em ABS para cirurgia *in vitro*, realizada com sucesso. Por fim, realizou-se a cirurgia *in vivo*, que obteve resultados compatíveis com o planeamento cirúrgico. A correta fixação foi avaliada por fluoroscopia com braço em C intraoperatória²².

Por fim, na mesma temática, Sakai *et al.* relatam a utilização de um modelo anatómico de os *odointeum* impresso à escala real (fig.10), com base em informação de TC de doente para simulação de fixação posterior com base no sistema gancho e coluna disponível comercialmente. Após confirmação da exequibilidade *in vitro*, foi realizada cirurgia *in vivo*

com resultados satisfatórios, verificando-se união óssea entre c1-c2 ao fim de 2 anos de seguimento²¹.

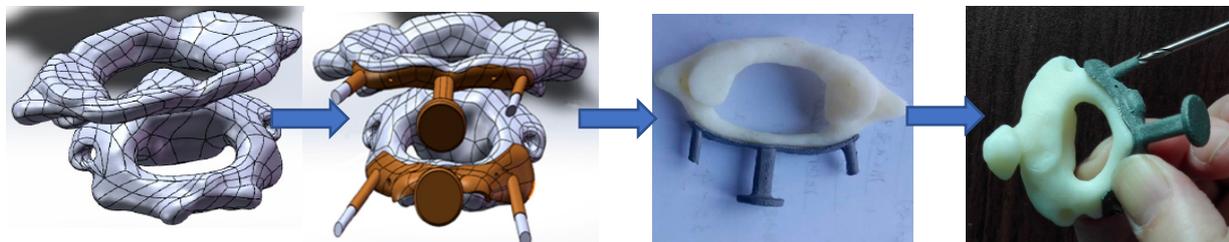


Figura 9: Processo de criação de um template de perfuração específico para fixação pedicular Adaptado de Wang et al. 2016



Figura 10: 3Dgrafia-Modelo anatômico de Os Odointeum. Adaptado de Sakai et al.2016

Escoliose

A escoliose severa define-se como um ângulo de Cobb $>70^\circ$, podendo associar-se rigidez (flexibilidade inferior a 30%). É uma patologia bastante frequente em países em desenvolvimento dado o atraso no diagnóstico e terapêutica²³.

A fixação pedicular foi proposta como um método de abordagem terapêutica, no entanto os pedículos torácicos são finos, estreitos e pequenos, com córtex fino e frágil, apresentando grandes diferenças interpersonais. Para além deste facto, em patologia severamente deformada, os pedículos encontram-se frequentemente deformados dificultando e comprometendo o *outcome* da inserção de parafusos com base em marcos anatómicos (fig.11). Tem sido proposta

igualmente a cirurgia com recurso à navegação assistida por computador, não sendo, contudo, viável em países em desenvolvimento, local de vital importância dada a frequência da patologia²³.

Conscientes das lacunas supracitadas, Chen *et al.* testaram a viabilidade de criação de guias de perfuração pediculares torácicos. Foi obtida informação *DICOM* de 3 cadáveres através de TC, tendo o ficheiro sido posteriormente convertido em CAD através do *software MIMICS™*, com subsequente reconstrução 3D. Após segmentação para isolamento da componente vertebral torácica, com recurso ao *software GEOMAGIC™* e PTC CREO™ (ptc, EUA), criou-se um guia de inserção de parafusos pediculares específicos, através dos mesmo *softwares*, tendo sido simulada a inserção destes. Posteriormente, os guias de inserção foram impressos em resina fotossensível, tendo sido realizada cirurgia em cadáver. Por fim, criaram 25 guias, com um total de 50 parafusos inseridos, verificando-se inserção ótima em termos de relação com estruturas anatómicas, ângulo e profundidade de fixação. Os autores reportaram ainda boa ergonomia na utilização do guia de fixação²⁴.

Liu *et al.* descrevem a utilização de guias de fixação individuais impressos em 3D em pacientes com escoliose severa. Um total de 10 pacientes foram submetidos a CT total da coluna vertebral, tendo o ficheiro *DICOM* sido posteriormente importado através do *software MIMICS™* para CAD com subsequente reconstrução 3D. Os cirurgiões determinaram depois os locais de maior deformação pedicular, ideais para a inserção de parafusos pediculares com recurso a guia de perfuração, tendo sido simulada a inserção destes virtualmente, de forma a determinar o ângulo e penetração ideal. Foram depois criados e impressos guias de fixação individuais, por engenharia reversa da anatomia vertebral, através do *software GEOMAGIC™*. Procedeu-se então a cirurgia, com recurso a guia de fixação, tendo sido realizada a inserção de parafusos pelo método tradicional, como meio de comparação. Cada *template* teve um custo de aproximadamente 290 euros, com um tempo de produção de 2 dias. Os autores optaram por fabricar *templates* apenas para pedículos severamente deformados, para gestão de custos²³.

As cirurgias decorreram sem intercorrências, tendo se realizado osteotomia de rotação com enxerto autólogo, a par da fixação pedicular, obtendo-se resultados ideais em todos os doentes. Para avaliação da colocação de parafusos recorreu-se a RX e TC. Foram colocados um total de 152 parafusos, sendo que no universo dos parafusos colocados com recurso a guia, se verificou uma taxa de colocação ótima de 93.8%, não se constatando nenhuma colocação com desvio superior a 2mm. No grupo com técnica tradicional, verificou-se uma taxa de colocação ótima de 78.8%, valor que corresponde à média literária²³.

Na abordagem cirúrgica de escoliose severa, Li *et al.* reportam a utilização de impressão 3D, avaliando a precisão e fiabilidade de guias de inserção de parafusos pediculares.

Um total de 8 pacientes foram submetidos a TC, tendo a informação *DICOM* sido importada para CAD através do *software MIMICS™*. Após segmentação e reconstrução 3D, os cirurgiões mediram diversos pontos de interesse, assinalando os pontos de maior deformidade, tendo de seguida sido realizada cirurgia virtual, de forma a determinar o ponto de entrada ótimo, ângulo de entrada e perfuração do parafuso. Foi posteriormente criado e impresso um guia de perfuração, por inversão da anatomia vertebral, a par do modelo vertebral. Após cirurgia *in vitro* nos modelos vertebrais impressos, foi realizada cirurgia *in vivo*.

Os autores reportam uma ótima correspondência entre o planeamento cirúrgico e a cirurgia, correspondendo o modelo impresso à real anatomia dos pacientes. Referem também uma correção média de deformação vertebral de 60%, com menor perda de sangue, menor tempo cirúrgico e menor recurso a fluoroscopia²⁵.

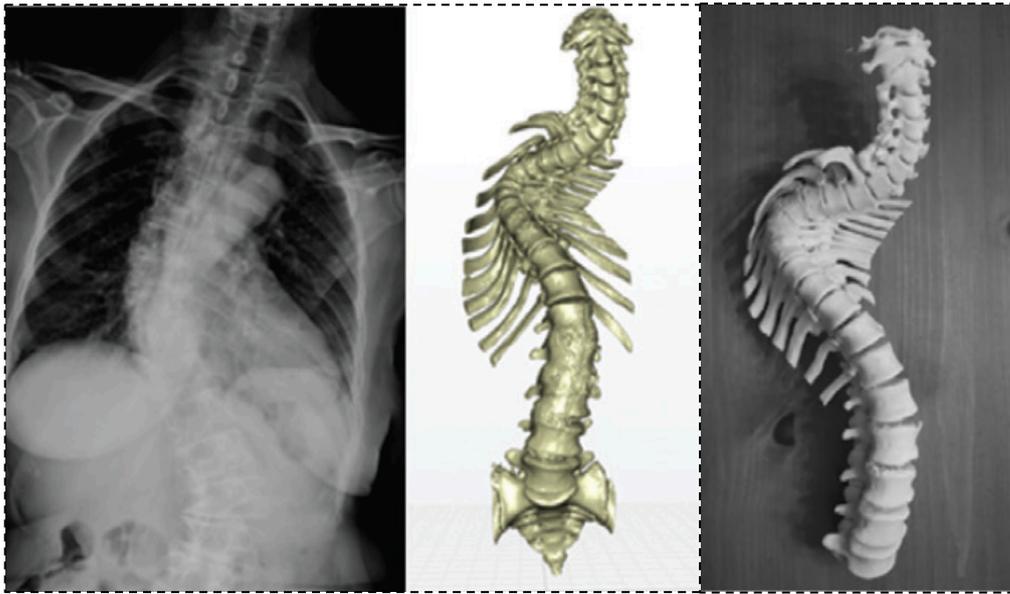


Figura 11: 3Dgrafia-Modelo anatômico escoliose. Adaptado de Eltorai et al. 2015

Pélvis

Patologia Traumática / congênita pélvica

Fraturas acetabulares

As fraturas acetabulares são frequentemente complexas, apresentando-se numa localização profunda, rodeada de elementos vasculares e nervosos que facilmente podem ser lesados²⁶. A exposição que os tradicionais acessos anterior e posterior proporcionam é limitada, levando a maior tempo de cirurgia, redução insuficiente e fraca fixação da fratura²⁷. A causa mais frequente de fraco *outcome* cirúrgico é uma redução insuficiente da fratura (redução com incongruência superior a 2 mm). Neste caso, há aumento do risco de osteoartrite precoce, com subsequente prótese total da anca, algo catastrófico dada a idade média de 40 anos dos pacientes^{26,28}.

Um estudo de pioneiro na abordagem de fraturas acetabulares foi levado a cabo por Courvuisier *et al.* que descreveram a aplicação de impressão 3D no tratamento de fraturas acetabulares, com recurso a modelos anatómicos através de duas possibilidades: a impressão de um modelo de fratura reduzido virtualmente, realizando-se de seguida a dobragem de placas

de fixação ou então, a impressão de um modelo obtido pela inversão em espelho do acetábulo saudável, realizando-se posteriormente também a dobragem de placas de fixação. Referem em ambas as alternativas redução do tempo cirúrgico, redução da perda de sangue cirúrgica e melhores *outcomes* pós-operatórios, com os modelos a corresponderem na perfeição à anatomia dos pacientes²⁶.

Upex *et al.* reportam o caso clínico de um paciente de 39 anos, no qual foi utilizado impressão 3D para planeamento cirúrgico de fratura acetabular. Após obter informação CT constatou-se fratura, principalmente do corpo quadrilátero e coluna posterior. O ficheiro *DICOM* foi importado através do *software OSIRIX™*, tendo sido realizada a reconstrução da hemipélvis fraturada e obtido um modelo da hemipélvis saudável por rotação em espelho com *software MESHMIXER™* (autodesk, EUA). Ambos os modelos foram impressos em PLA, tendo sido utilizado o modelo em espelho para realizar a moldagem de duas placas – 10 orifícios para a coluna anterior e 8 orifícios para a coluna posterior. As placas foram então testadas no modelo de fratura para ajustes posteriores. A cirurgia *in vivo* ocorreu sem intercorrências. Os autores reportam um custo de 6 euros, um tempo de produção de cerca de 24 horas e uma redução estimada de 30 minutos de tempo cirúrgico²⁷.

A criação de modelos anatómicos de fratura acetabular para fins educativos foi descrita por Manganaro *et al*, acedendo à informação de TC de 54 pacientes, que após reconstrução 3D, foi impressa em ABS na escala 1:1, modelos com coloração de acordo com o modelo de 2 colunas e a classificação de *judet* e *letourlet* (fig.12). Os modelos apresentavam ótima correspondência com a anatomia dos pacientes, fornecendo aos estudantes e jovens cirurgiões feedback tátil aumentando o seu conhecimento de classificação e abordagem de fraturas acetabulares²⁸.

Chen *et al.* reportam a criação de um guia de perfuração para redução de fraturas pélvicas. Para tal, a informação *DICOM* de TC de 14 cadáveres foi importada pelo *software MIMICS™*, tendo sido criado um ficheiro CAD, submetido a posterior segmentação. Foi então

utilizado o *software MIMICS™*, para criar 3 modelos de fratura distintos (em T, transversal e de ambas as colunas). Posteriormente realizou-se a cirurgia virtual, de forma a determinar o formato de placa ideal, o número de parafusos e ângulo de entrada destes. Foi criado um guia para auxiliar a introdução exata dos parafusos, tendo sido realizada cirurgia *in vitro* com ótimos resultados. Por fim, colocaram-se um total de 64 placas de fixação e 339 parafusos. Não houve penetração da cavidade pélvica ou da articulação, tendo o trajeto de todos os parafusos correspondido com o planeamento virtual. Este método demonstra assim a eficácia da impressão 3D no planeamento pré cirúrgico e na impressão de guias cirúrgicos, tendo este estudo ainda a potencial característica de permitir fixações de fraturas sem recurso a fluoroscopia²⁹.

Zeng *et al.* descreveram a utilização de impressão 3D no planeamento pré cirúrgico da redução de fraturas acetabulares. A informação *DICOM* proveniente de CT de 10 pacientes, foi importada para CAD através do *software MIMICS™*, tendo sido submetida a reconstrução 3D. Foi de seguida realizada segmentação semiautomática. De seguida realizou-se cirurgia virtual, com a redução de fratura, através da deslocação espacial dos fragmentos. Os modelos de fratura foram impressos e posteriormente realizou-se cirurgia *in vitro* pré dobrando placa e de seguida *in vivo*. De realçar que as cirurgias decorreram sem intercorrências com as placas pré dobradas a apresentarem perfeita correspondência com a anatomia dos pacientes. A imagiologia pós-operatória correspondeu com o planeamento cirúrgico virtual. Todos os pacientes apresentaram bom *outcome* funcional, com 7 pacientes a exibirem uma incongruência inferior a 1 mm e 3 doentes a apresentarem inferior a 2 mm (limiar de viabilidade)³⁰.

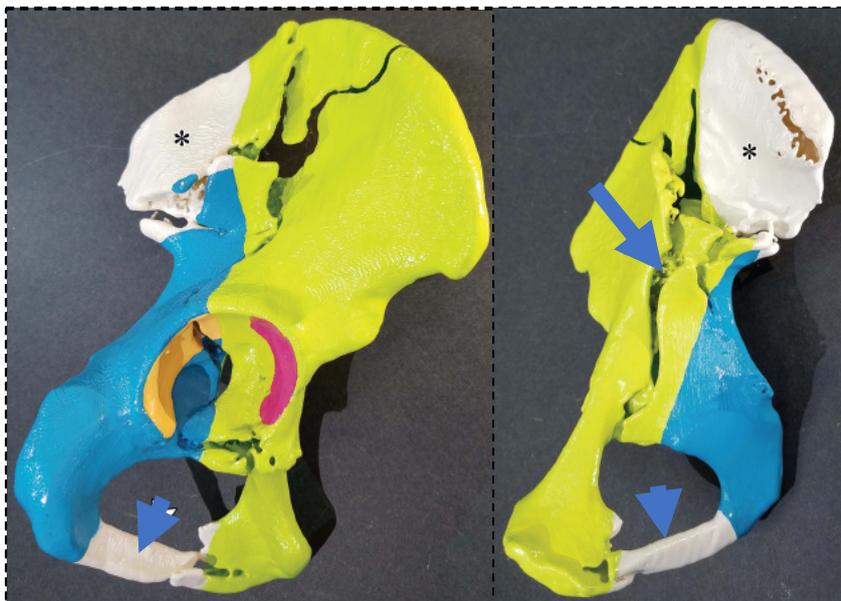


Figura 12: 3Dgrafia-modelos de fratura acetabular para ensino médico. Adaptado de Manganaro et al. 2017

Fratura pélvica instável

As FPI, são fraturas com morbimortalidade associada significativa, atribuídas principalmente ao risco de choque hemorrágico³¹, tendo a sua incidência vindo a aumentar, com o aumento de impactos de alta energia em acidentes motorizados³². A resolução cirúrgica torna-se então premente. No entanto, a cirurgia apresenta-se complexa, dada a exposição insuficiente com abordagem tradicional, sendo a dobragem intraoperatória de placas de fixação um processo moroso, com resultados insatisfatórios³³, frequentemente associados a complicações como a infeção, lesão do nervo cutâneo femoral lateral e cicatrização insuficiente. O planeamento cirúrgico com base apenas na imagiologia, têm vindo a demonstrar resultados subótimos, estando atualmente a impressão 3D a surgir como alternativa viável a este³².

Cientes das melhorias que a impressão 3D pode trazer ao tratamento de fraturas pélvicas instáveis, Zeng *et al.* reportam um estudo na qual utilizam impressão 3D em conjunto com uma abordagem inovadora paramediana, no tratamento cirúrgico da patologia supramencionada. Para cumprirem o objetivo a que se propuseram, selecionaram 38 pacientes que após ressuscitação inicial, foram submetidos a RX e TC, cuja informação *DICOM* foi importada pelo *software MIMICS™*, para ficheiro CAD, tendo sido realizada segmentação e

reconstrução 3D. Após classificação de *tile* das fraturas, realizou-se cirurgia virtual, com a redução dos fragmentos ósseos, determinação do comprimento ótimo de placa de fixação, assim como do local ótimo de inserção de parafusos, e ainda do seu ângulo de entrada e profundidade. O modelo de fratura reduzida em PLA foi impresso, com posterior cirurgia *in vitro*, de forma a pré dobrar as placas de fixação e testar a inserção de parafusos (fig.13). Posteriormente procedeu-se à cirurgia por via paramediana, tendo esta decorrido sem intercorrências. Foram implantados um total de 80 placas e 501 parafusos, com resultados ótimos, consistentes com o planeamento pré cirúrgico, obtendo-se um total de 97.37% de resultados bons a excelentes de acordo com a classificação de *Matta*. De ressaltar que não se registaram hérnias pós-operatórias, validando o potencial minimamente invasivo da abordagem³¹.

Wang *et al.* reportam a utilização de impressão 3D para a criação de placas de fixação personalizadas no tratamento de fraturas pélvicas instáveis (fig.14). Um total de 4 pacientes, foram submetidos a TC, tendo o ficheiro *DICOM* importado e convertido em CAD pelo *software MIMICS™*. Posteriormente foi criada a reconstrução 3D e segmentação com recurso ao *software GEOMAGIC™*. Foi então desenhada uma placa de fixação específica, ajustada a curvatura e espessura óssea do paciente. Foram ainda determinados os pontos de inserção ótimos de parafusos, desenhando-se parafusos específicos para cada ponto de fixação. A placa foi então impressa em Ti6Al4V, através de SLM, tendo sido planeado que a superfície que entrasse em contacto com a superfície óssea, fosse a última porção a imprimir, de modo a manter uma superfície o mais lisa possível, após separação do suporte. Após impressão, foi ainda realizado pós processamento com recurso a anodização, de modo a manter a superfície de contacto lisa e reduzir toxicidade da placa. Foi realizada cirurgia *in vitro*, demonstrando total correspondência com a anatomia do paciente. Após cirurgia *in vivo* realizada com sucesso, os autores alegam existir uma diminuição para metade do tempo cirúrgico bem como redução das perdas sanguíneas, comparativamente com a média da técnica tradicional³³.

Outro estudo de relevo na área deve-se a Nie *et al.* que apresentam um estudo prospetivo sobre a utilização de impressão 3D no tratamento de fraturas pélvicas instáveis. Foi obtida informação CT de 30 pacientes, tendo sido confirmada a fratura instável e sua classificação *tile*, sendo que todos os doentes apresentavam lesões síncronas variadas. O ficheiro *DICOM*, foi então importado através do *software MIMICS™*, tendo sido realizada a reconstrução 3D. Após segmentação foi realizada cirurgia virtual com redução de fratura, através da função *edit-MIMICS™*. Posteriormente à redução, foi determinada a posição ideal de entrada de parafusos de fixação, assim como o comprimento de placa ideal. O modelo de fratura foi assim impresso e realizada cirurgia *in vitro* para pré dobragem de placa de fixação. Após cirurgia *in vivo*, por via minimamente invasiva, os autores reportam uma diminuição das perdas sanguíneas, apesar de realçarem a heterogeneidade de lesões síncronas apresentadas pelos doentes, bem como do tempo de cirurgia e recurso a fluoroscopia. Reportam ainda a nível de redução de fratura um total de 22 classificados como excelente (<4mm) e 8 bons (4-10mm) nos critérios de *matta*. A nível funcional (score de *majeed*) obtiveram-se 21 resultados classificados como excelentes e 9 como bons³².



Figura 13: 3Dgrafia- pré dobragem de placas de fixação em modelo de fratura pélvica instável. Adaptado de Zeng *et al.* 2015

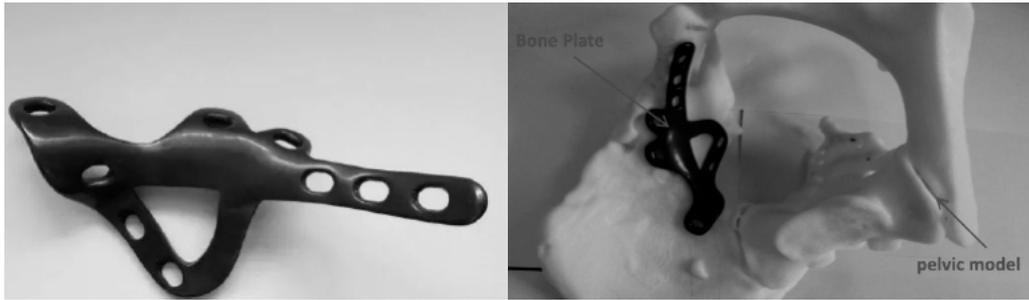


Figura 14: Placa de fixação personalizada de fratura pélvica instável impressa em Ti6AL4V e sua aplicação em modelo de fratura. Adaptado de Wang et al. 2016

Conflito femoro-acetabular

O conflito femoro-acetabular (CFA), é uma patologia descrita recentemente, heterogênea, com sintomatologia que pode variar de dor ligeira no exercício físico até dor impeditiva das AVD. Pressupõe uma anomalia anatômica afetando o acetábulo, a cabeça femoral ou ambos. Apesar de não se conhecerem as consequências a longo prazo, a sua associação com osteoartrite tem sido proposta. A cirurgia de acetabuloplastia ou femuroplastia foi sugerida como meio para repor a normalidade articular, resolvendo o conflito. No entanto, esta intervenção apresenta complicações, tais como a fratura de stress do colo femoral e um aumento da instabilidade da anca. Como tal, o planeamento pré cirúrgico assume um papel fundamental especulando-se sobre a utilidade da impressão 3D em maximizar o *outcome* funcional.

É no sentido de analisar a utilização de impressão 3D na cirurgia de FAI que Wong *et al.* levaram a cabo um estudo para comprovar eficácia da mesma. Para tal, obtiveram informações de CT RX E RM de 10 doentes para posterior conversão em CAD e segmentação através do *software SLIC3R* (software de código aberto disponível em <https://slic3r.org>), tendo sido o modelo acetabular e femoral impresso em PLA. O tempo de processamento foi de cerca de 1 hora, sendo o de impressão de cerca de 2 horas com custo total de 3 euros. A informação imagiológica foi presente a 2 cirurgiões ortopédicos experientes, analisando também os modelos impressos. Estes propuseram alterações na quantidade de osso a ressecar em 7/20 das

cabeças femorais e 8/20 dos acetábulos após visualização dos modelos, enaltecendo a importância por eles reconhecida dos mesmos modelos. Assim, a impressão 3D pode ser uma mais valia na cirurgia de FAI, sendo, no entanto, necessários estudos mais aprofundados, com aplicação clínica concreta³⁴.

Osteonecrose Cabeça Femoral

A osteonecrose da cabeça femoral, é uma entidade degenerativa, que impõe um grande desafio aos ortopedistas, afetando comumente jovens, redundando frequentemente em necessidade de artroplastia total da anca. Foram propostas diversas abordagens de tratamento de suporte da anca, nomeadamente exercícios, medicação ou cirurgia. Dentro da abordagem cirúrgica, com o advento da tecnologia de EBM, surgiu a possibilidade de criação de titânio poroso trabeculado, permitindo a criação de um sistema de suporte ósseo com base em titânio trabeculado (TMTBRS), que possibilita a osteointegração. No entanto, não existem ainda estudos que validem a viabilidade desta tecnologia. É no sentido de colmatar esta lacuna que Zhang *et al.* levaram a cabo um estudo prospetivo para aplicação de um sistema de TMTBRS, num total de 30 doentes com osteonecrose da cabeça do fémur. Todos os doentes foram avaliados no início do ensaio clínico, por 3 clínicos, tendo sido classificados de acordo com a classificação ARCO, *Score de Harris* e *VAS* pré operatoramente. Inicialmente, desenharam um sistema de suporte, através de *UG software*TM (siemens, Alemanha) e, tendo sido posteriormente editado com recurso ao *software MAGICS*TM (*materialise, Bélgica*), de forma a determinar a porosidade ideal da porção impressa em titânio trabeculado. O desenho final consistia então numa cavilha de suporte, apresentando na sua extremidade uma porção de titânio trabeculado, que assume a função de suporte ósseo e osteointegração (fig.15). O sistema foi a *posteriori* impresso através de *BEM* (impressora *ARKAM*). Todos os pacientes foram submetidos a cirurgia, guiada por fluoroscopia, tendo sido avaliados aos 6,12 e 24 meses pós-operatório. Demonstrou-se que todos os pacientes obtiveram mudanças significativas no score

de *harris* ($p=0.003$), VAS ($p=0.006$), apresentando-se uma taxa de preservação de anca de 100% aos 24 meses para doentes em estágio ARCO I, 70 % para doentes IIB, e 0% para doentes IIC. Assim, demonstra-se a eficácia da utilização de impressão 3D no tratamento de suporte da osteonecrose da cabeça femoral, sendo a sua eficácia superior, quanto menor for a área de necrose no início do tratamento. Os autores recomendam a intervenção apenas para pacientes com classificação IIB ou inferior³⁵.

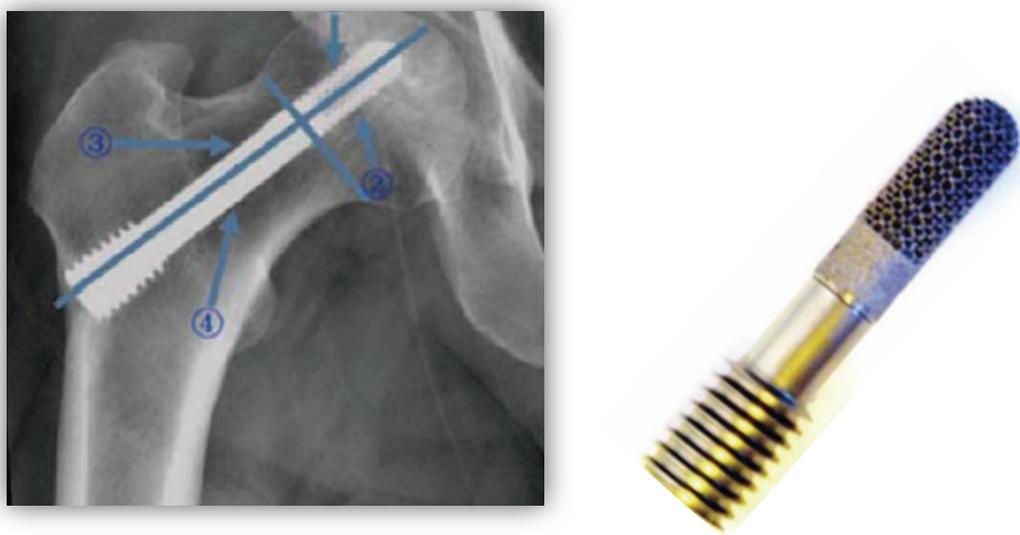


Figura 15: Sistema de suporte de osso trabecular impresso em Ti6Al4V para gestão de osteonecrose precoce da cabeça do fêmur. Adaptado de Zhang et al. 2018

Patologia Deformativa Pélvica

A patologia deformativa da anca têm um elevado impacto na qualidade de vida dos doentes, podendo esta ser congénita, a título de exemplo a Displasia de desenvolvimento da anca (DDH), ou adquiridas, nomeadamente a tuberculose óssea³⁶. Apesar de não frequente no mundo ocidental, a patologia deformativa congénita, quando rastreada a tempo pode ser alvo de intervenção precoce, não sendo necessária a artroplastia total da anca³⁷, tendo as placas de compressão bloqueadas pediátricas vindo a ganhar tração, fornecendo resultados satisfatórios, sendo no entanto uma técnica complicada para o cirurgião inexperiente, podendo estar

associada a lesões de vasos e nervos epifisais, comprometendo o normal desenvolvimento ósseo³⁶. No entanto, nos países em desenvolvimento, dada a deficiente capacidade de resposta dos sistemas de saúde e a prevalência de patologia deformativa adquirida, a artroplastia total é frequentemente necessária, com a agravante de os *kits* tradicionais não fornecerem uma coaptação precisa oferecendo resultados subótimos numa população tradicionalmente mais jovem no pico da sua capacidade produtiva tendo um elevado impacto socioeconómico³⁸. Assim, é uma necessidade de saúde pública o desenvolvimento de técnicas que permitam um melhor *outcome* funcional, podendo a impressão 3D facilitar o acesso a cuidados de saúde, reduzindo os custos frequentemente impeditivos destes e permitindo um melhor planeamento cirúrgico, reduzindo a complexidade cirúrgica, abrindo o acesso a cuidados de saúde ao permitir que clínicos menos experientes abordem com confiança a cirurgia.

Nesta área, Wang *et al.* descreveram um estudo comparando a abordagem de doentes com deformidade da anca severa, com recurso a impressão 3D e abordagem tradicional. Reportam então um conjunto de 74 pacientes, com deformidade secundária a tuberculose ou DDH. No grupo impresso em 3D (n=15), a informação proveniente de TC, foi importada pelo *software MIMICS™*, tendo de seguida sido desenhado pela equipa cirúrgica em colaboração com engenheiro a porção acetabular da prótese de anca, personalizada de acordo com a anatomia do doente. Após impressão em titânio trabecular e cirurgia, demonstrou-se que o tempo de retorno à marcha e de tolerância da carga no membro inferior foram significativamente menores no grupo submetido a impressão 3D. O score de *harris* também apresentou francas melhorias. No entanto, verificou-se uma maior incidência de infeção no grupo submetido a impressão 3D (N=1 em ambos os grupos), assim como de desmonte de prótese (N=1 apenas no grupo de impressão 3D)³⁸.

Zheng *et al.* reportam a aplicação de placas de compressão de anca bloqueadas, com recurso a impressão 3D. Foram obtidas informação de CT de 5 crianças com DDH e 6 com

fratura de colo de fêmur. O ficheiro *DICOM* foi então importado pelo *software MIMICS™*, tendo sido realizada segmentação e reconstrução de fêmur proximal e acetábulo. No grupo de fratura de colo de fêmur, foi determinado o ângulo de entrada ideal do parafuso de fixação, assim como a sua profundidade de penetração. Foi determinado um ângulo de 110° e parafusos de 3.5, sendo a simulação cirúrgica sido realizada no *software MEDCAD™ (medcad, EUA)*. Posteriormente desenhou-se um guia de perfuração tendo sido subsequentemente impresso a par do respetivo modelo femoral. No grupo de DDH, foram determinados os ângulos de rotação e encurtamento necessários, assim como os pontos ideais de fixação pós osteotomia. Utilizou-se ainda um guia de navegação polivalente, capaz não só de orientar a osteotomia, como auxiliar na fixação posterior. As cirurgias decorreram sem intercorrências, correspondendo imagiologicamente com o planeamento cirúrgico. Os autores demonstram então bons resultados funcionais, com menor utilização de radiação intra e pós-operatória e menor taxa de complicações. Ambas as cirurgias foram simuladas *in vitro* com sucesso, reportando os cirurgiões alta correspondência entre os guias e a anatomia óssea³⁶.

A utilização da impressão 3D na correção de instabilidade de anca crónica foi descrita por Holt *et al.* através da apresentação de um caso clínico de uma paciente de 10 anos, com trissomia 21, com múltiplas luxações de anca esquerda resistentes ao tratamento sendo submetida a TC e RX pélvico, evidenciando uma luxação de 80% esquerda. Foi criado um modelo 3D com base na informação imagiológica utilizando o *software SLIC3R*, tendo sido posteriormente impresso em ABS. O modelo impresso foi então analisado pelos cirurgiões, constatando-se uma coluna posterior estreita e sinuosa, tendo sido alterada a abordagem cirúrgica. O modelo pélvico foi demonstrado a família antes e após cirurgia *in vitro*, que relatou maior conhecimento e confiança do processo de osteotomia. Realizou-se então cirurgia que correu de acordo com o planeado, tendo sido obtida fluoroscopia do modelo osteotomizado previamente à cirurgia, para comparação com a pélvis real. Sobrepôs-se o modelo sobre a pélvis da doente, após a cirurgia, para confirmar a correta posição da osteotomia e fixação.

No pós-operatório, verificou-se às 3 semanas, a ocorrência de fratura periprotésica femoral, tendo sido submetida a cirurgia de revisão. Aos 6 meses a paciente deambulava sem dor, sendo que aos 10 meses verificava-se completa cicatrização óssea no RX³⁷.

Patologia tumoral pélvica

As neoplasias pélvicas apresentam-se como um dos maiores desafios para o cirurgião ortopédico³⁹. A pélvis é uma estrutura complexa, passando o tratamento historicamente pela amputação de todo o membro inferior e subsequente hemipelvectomy⁴⁰. Com o advento da imagiologia médica e técnicas de radioquimioterapia, as técnicas de salvaguarda de membro começaram a ganhar terreno^{11,40}. No entanto, a exérese tumoral mantém o *gold standard*, dada a sua capacidade de obter alívio imediato da oncolipólise, não existindo *delay* terapêutico, como verificado nas terapêuticas médicas¹¹. A ressecção neoplásica deve ser realizada em bloco, de modo a garantir margens seguras, sendo de difícil realização, dada a complexa geometria pélvica com estruturas vitais frágeis frequentemente peritumorais⁴¹. Diversos métodos foram propostos para reconstrução pós exérese tumoral, nomeadamente a transposição articular, artrodese e enxerto ósseo autólogo, todos com elevadas taxas de complicações e resultados funcionais insatisfatórios. A reconstrução com prótese tornou-se padrão, no entanto, os métodos tradicionais, nomeadamente a prótese em sela ou modular, apresentam resultados insatisfatórios, com fraturas periprotésicas frequentes a nível da linha iliopectínea e parte superior do ramo púbico, assim como dificuldade na adaptação com a anatomia do paciente, com ausência de osteointegração e propriedades biomecânicas insuficientes^{41,42}.

O tratamento ideal, passaria então por uma exérese tumoral, sem complicações neurovasculares ou instabilidade óssea e por uma reconstrução protésica com perfeita adaptação à anatomia remanescente do paciente. A impressão 3D pode desempenhar papel fundamental ao permitir o planeamento cirúrgico e a utilização de guias de osteotomia personalizado, assim como a impressão de uma prótese específica ao paciente, com características biomecânicas apropriadas⁴². É no âmbito desta lacuna terapêutica que Wang *et*

al. levam a cabo um estudo com 11 casos clínicos, nos quais foi utilizada a impressão 3D no tratamento de neoplasias periacetabulares. Todos os pacientes foram submetidos a CT e RM, com subsequente reconstrução 3D e criação de ficheiro CAD. Foram então criados guias de osteotomia de acordo com a anatomia de cada paciente, sendo depois realizada cirurgia virtual. Após esta foi desenhada prótese específica para o defeito ósseo de cada paciente, tendo estas sido desenhadas com porosidade de 60% na região de contacto osso-prótese de forma a permitir osteointegração (fig.16). Cada prótese, demorou em média, 2 semanas, desde desenho até impressão. Posteriormente, as cirurgias foram realizadas, com os doentes a apresentavam bom controlo de dor, mantendo apenas 1 doente dor ligeira cedendo a terapêutica com anti-inflamatórios não esteroides. Todos os doentes apresentavam boa recuperação funcional no score da sociedade de tumores músculo-esqueléticos (MSTS). Não se verificaram recidivas locais, contudo, 2 pacientes apresentaram metástases não locais⁴⁰.

Zhang *et al.* reportam na mesma área, um caso clínico no qual foi utilizada uma inovadora combinação entre impressão 3D para planeamento cirúrgico e cirurgia assistida por computador. Foi importado o ficheiro *DICOM* de TC de um paciente com osteocondroma pélvico, tendo sido realizada reconstrução 3D com recurso ao *software BLENDER*(código aberto disponível em <https://blender.org>) , tendo sido posteriormente o modelo tumoral impresso em termoplástico, que permitiu a sua autoclavagem e utilização intraoperatória. O modelo impresso foi utilizado durante a exposição de tecidos moles, de modo a permitir a identificação dos limites tumorais, tendo este correspondido à anatomia do paciente. De seguida, foi realizada osteotomia e exérese tumoral assistida por computador, com recurso a TC com braço em O. O pós-operatório decorreu apenas com o surgimento de ganglione no membro inferior esquerdo, que resolveu com ciclo de prednisolona, tendo sido reportado um bom *outcome* funcional⁴¹.

Utilizando um sistema de navegação cirúrgica em tempo real e impressão 3D Chen *et al.* expõem uma abordagem inovadora no tratamento de sarcoma pélvico. Para cumprirem os

objetivos a que se propuseram, obtiveram a informação *DICOM* através de TC do paciente, realizando a reconstrução 3D e segmentação em *CAD*. Após osteotomia cirúrgica virtual, foi criada uma prótese específica para a anatomia remanescente do paciente através do *software UG softwareTM*. Imprimiram o modelo anatómico, bem como a prótese para cirurgia *in vitro*, com auxílio de um sistema de navegação assistido por computador, levando a uma redução do erro médio de 2.37mm para 0.47mm, traduzindo se num aumento de precisão de cerca de 5 vezes. A cirurgia *in vivo* confirmou os bons resultados *in vitro*, com ótimo *outcome* funcional¹¹.

Li *et al.* na tentativa de colmatar a lacuna terapêutica, reportam um caso clínico com ressecção de schwannoma gigante invasivo, utilizando um guia de osteotomia personalizado fruto de impressão 3D. Para tal, a informação *DICOM* do paciente foi importada para *CAD*, utilizando um *software* próprio desenvolvido pelos autores, tendo sido criada a reconstrução 3D da pélvis do paciente. Após análise da reconstrução, os cirurgiões optaram por uma abordagem posterior, desenhando um guia de osteotomia personalizado, não descurando os pontos anatómicos chave e com suporte na crista sagrada contra lateral (fig.17). No decorrer do trabalho, procederam à impressão do guia de osteotomia, assim como do modelo anatómico tumoral, que foi utilizado na dissecção de tecidos moles, permitindo a identificação tumoral.

Realizou-se a cirurgia, com o doente a apresentar ótimo *outcome* funcional, não evidenciando instabilidade vertebral nos dois anos de seguimento³⁹.

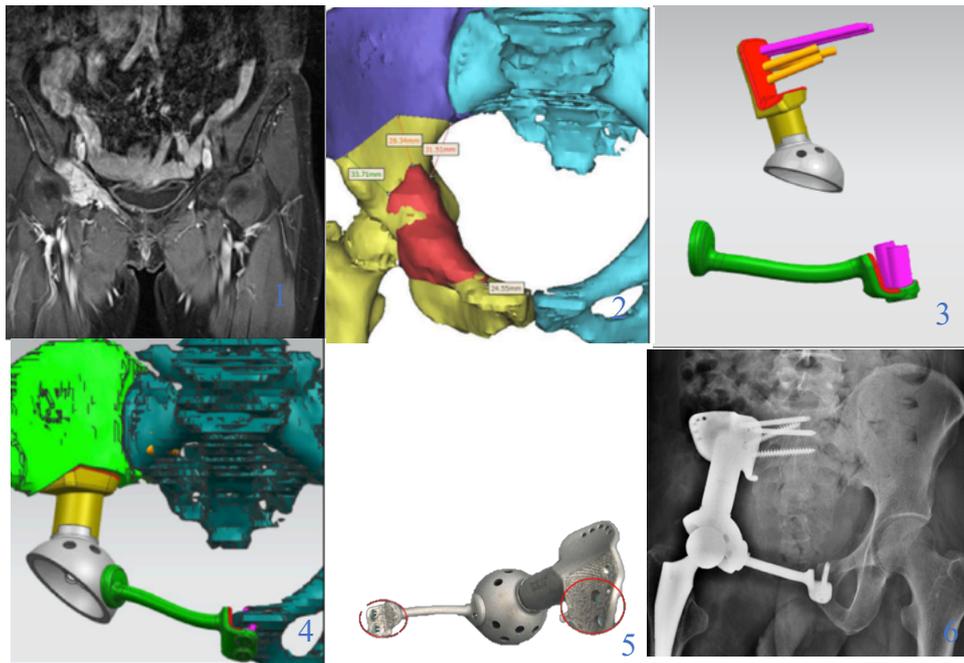


Figura 16: Processo de criação de prótese específica **1-** RM de plasmocitoma acetabular direito; **2-** Segmentação tumoral e planeamento de osteotomia; **3-** desenho de prótese em CAD; **4-** Cirurgia virtual; **5-** prótese impressa em Ti6Al4L; **6-** prótese implantada. Adaptado de Wang et al. 2017

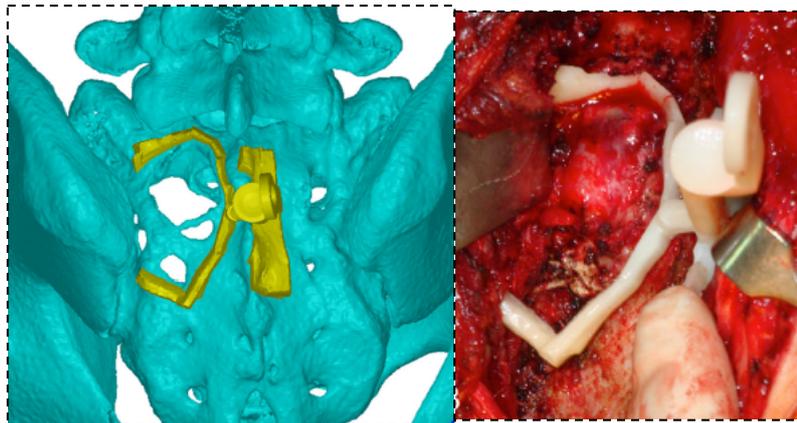


Figura 17: Desenho de guia personalizado de osteotomia para exérese tumoral e sua respectiva impressão. Adaptado de Lin et al. 2016

ESQUELETO APENDICULAR

Membro superior

Patologia tumoral apendicular membro superior

Histiocitoma fibroso benigno

O histiocitoma fibroso benigno é um tumor primário, sendo classificado na categoria 4 de tumores de tecidos moles da OMS. É mais frequente em tecidos moles, sendo raro no tumor primário, no entanto, quando ocorre têm tendência a recidivar localmente, obrigando a uma resseção extensa e a enxertos ósseos com uma elevada taxa de complicações.

Dong *et al.* reportam o caso de um jovem de 16 anos, com diagnóstico prévio de HFB, submetido a curetagem tumoral e enxerto ósseo, cerca de 9 meses antes. Ao RX apresentava lesões osteolíticas escapulares esquerdas, tendo sido confirmada por TC e RM a recidiva local, sem invasão dos tecidos moles adjacentes. Foi determinada a necessidade de remoção completa da escápula, não existindo atualmente nenhuma escápula artificial comercializada, vislumbrando-se como negativo o resultado pós-operatório. Posto isto, recorreu-se à impressão 3D, tendo sido importado o ficheiro *DICOM*, e por inversão em espelho da escápula contralateral, foi obtido um modelo 3D escapular esquerdo com inclusão de orifícios para inserção muscular. A prótese foi impressa em PEEK poroso – material com ótima biocompatibilidade e propriedades elásticas (fig.18). Realizou-se a cirurgia de remoção tumoral, com reconstrução e remoção adicional do úmero proximal. No pós-operatório, o paciente demonstra-se satisfeito com os resultados, apresentando um *score* de ombro de 68, 120° de levante, 90° de abdução, 50° de rotação externa e 70° de rotação interna.

A impressão 3D abriu a porta para um *outcome* que de outra forma não seria possível, tendo um enorme impacto na qualidade de vida do paciente que sendo jovem, a sua invalidez traria um elevadíssimo impacto socioeconómico⁴³.

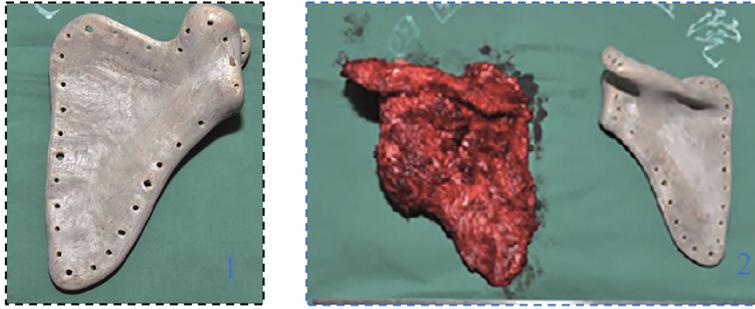


Figura 18: 1- Prótese escapular impressa em PEEK com orifícios para inserção muscular; 2-Comparação entre prótese e peça anatômica do paciente. Adaptado de Dong et al. 2018.

Patologia traumática apendicular membro superior

Amputação traumática

A amputação traumática do membro superior é um evento catastrófico que ocorre frequentemente na infância e população jovem produtiva. É uma patologia com um custo socioeconómico enorme, sendo que o custo de uma prótese de membro superior cosmética ronda os 3 a 5 mil euros, e no caso de uma neuroprótese mioelétrica, os custos podem ascender acima dos 20 mil euros. Concomitantemente com os elevados custos, têm uma frequência muito superior em países em desenvolvimento, países tipicamente de poucos recursos económicos, colocando um esforço inabarcável sobre as famílias afetadas, principalmente em crianças, cujo crescimento condiciona um maior turnover de material protético. Perante as evidências supracitadas é clara a necessidade de uma alternativa personalizada, com menor custo e bom *outcome* funcional.

A impressão 3D têm vindo apresentar-se como possível solução, demonstrando potencial de reduzir drasticamente os custos, tornando as próteses mais acessíveis. Existem atualmente diversos modelos de prótese personalizáveis disponibilizados online, com diversos relatos anedotais de próteses aplicadas a doentes amputados. No entanto, existe ainda uma escassez literária de casos clínicos, assim como de protocolos de instalação e reabilitação de próteses impressas em 3D em doentes.

Xu. *et al* cientes das necessidades supracitadas, apresentam o caso clínico de um rapaz de 8 anos, submetido a amputação traumática do membro superior, ao nível cárpico. Realizaram um scan tridimensional do coto cirúrgico, obtendo-se um modelo topográfico da anatomia superficial. Foram ainda registados o comprimento do braço não afetado e do braço residual. Para adaptar o desenho à anatomia do paciente utilizaram um modelo de prótese *código aberto* e “*raptor reload*”, com recurso ao *software SLIC3R*. Foi impressa a prótese em ABS, incluindo falanges distais e proximais, articulações em dobradiça, manga para o antebraço e braço. Os componentes foram montados então com espuma médica e *nylon*. A prótese permitia o fecho das falanges distais com a flexão cárpica, e a abertura com a extensão. O paciente foi submetido a treino protésico e reabilitação durante 6 meses. A prótese teve um custo inferior a 20 euros, com um tempo de produção de cerca de 8 horas, demorando a montagem 20 minutos. A avaliação teve por base o *CAPP score* (*children amputee prosthetic Project score*), tendo sido determinado aos 1 e 3 meses. Aos 3 meses a criança tinha boa função para as AVD, sendo autónoma no dia a dia, sem assistência. Apresentava um *score CAPP* de satisfação de 35 e *CAPP* funcional de 28. Ao longo dos meses, a prótese demonstrou grande modularidade, sendo possível substituir, a baixo custo, componentes submetidos ao normal desgaste inerente as atividades de uma criança.

Assim demonstrou-se não só a possibilidade de imprimir uma prótese em 3D específica para a anatomia do doente, como a sua função e baixo custo, podendo abrir uma nova opção terapêutica para milhares de amputações traumáticas. Torna-se, no entanto, importante regulamentar a utilização de modelos disponibilizados online, visto a grande maioria dos modelos disponíveis não ter sido validada por profissionais de saúde.

Fratura Semilunares “*die punch fractures*”

As fraturas semilunares são fraturas prevalentes em jovens, associadas a trauma de alta energia, causando frequentemente fraturas no segmento dorso medial da fossa lunar, com a

grande maioria a apresentar um desalinhamento superior a 2mm, apresentando muitas vezes diversos fragmentos de pequenas dimensões, constituindo assim fraturas de grande desafio para o cirurgião.

Não existe atualmente nenhum método de fixação recomendado, sendo sabido que uma incongruência superior a 2mm, após redução de fratura, apresenta taxas de artrose cárpica precoces na ordem dos 78 a 100%.

Torna-se importante então explorar novos métodos que forneçam melhores *outcomes* funcionais seguros, simples e custo efetivos.

Chen *et al.* reportam então um estudo comparativo entre utilização de impressão 3D na redução de fraturas semilunar, através da impressão de modelos anatómicos e metodologia cirúrgica tradicional. Para tal, foram admitidos 107 pacientes distribuídos por grupos homogêneos, não se verificando diferenças significativas entre estes. Todos os doentes foram submetidos a TC, tendo no grupo de impressão 3D, o ficheiro *DICOM* sido importado pelo *software MIMICS™*, para ficheiro CAD. Foi depois realizada posterior segmentação de modo a realçar as estruturas ósseas pretendidas. Posteriormente, imprimiu-se um modelo à escala real de fratura sendo que processo teve uma duração de 5h (4h de impressão e 1h de processamento). Os cirurgiões realizaram cirurgia *in vitro*, tendo tido hipótese de escolher as placas de fixação e parafusos apropriados, após redução temporária do modelo. Cada cirurgia *in vitro* demorou uma média de 2.5h. As placas e parafusos foram então esterilizadas e utilizadas na cirurgia *in vivo* (fig.19). No grupo de impressão 3D, verificou-se uma diferença significativa no tempo cirúrgico, menor utilização de fluoroscopia significativa, e menor perda de sangue significativa. Não foram reportadas diferenças significativas no *outcome* funcional entre os grupos. O inquérito revelou satisfação pelos cirurgiões, com os pacientes a reportarem um maior conhecimento da fratura e do processo a realizar, com maior confiança neste⁴⁴.

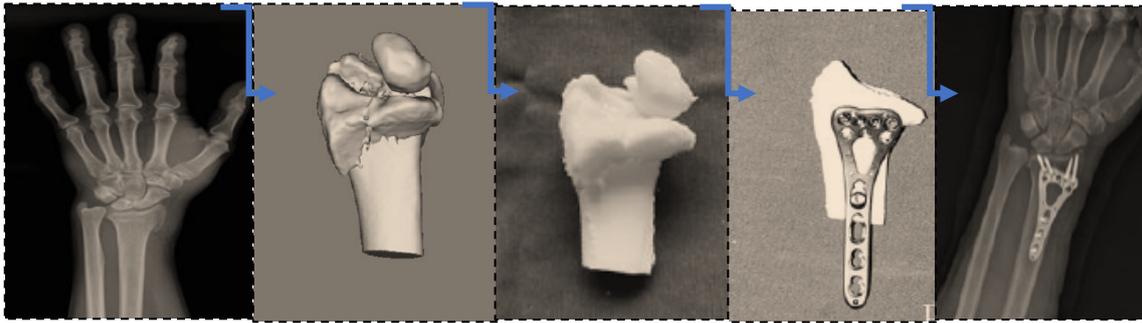


Figura 19: Representação esquemática da aplicação de impressão 3D em fraturas semilunares.1-obtenção de informação imagiológica; 2- reconstrução 3D CAD; 3- 3dgrafia;4-cirurgia in vitro 5- cirurgia in vitro. Adaptado de Chen *et al.*2018

Fraturas intercondilares Úmero

As fraturas intercondilares umerais são fraturas incomuns, constituindo cerca de 1% das fraturas em adultos. Quando cominutiva com pequenos fragmentos, são um notável desafio para o cirurgião ortopédico, passando a abordagem terapêutica por reconstrução anatómica da superfície articular através de fixação interna e fisioterapia articular. No entanto, atualmente apresenta-se com diversas complicações, tais como a mal união da fratura, deformidade e disfunção do cotovelo. Torna-se assim clara a necessidade de novos métodos de tratamento destas fraturas, podendo a impressão 3D fornecer ao cirurgião preciosas alternativas ao nível do planeamento pré cirúrgico.

No sentido de averiguar o potencial da impressão 3D em fraturas intercondilares do úmero, Zheng *et. al.* descreveram um estudo comparativo entre a abordagem tradicional no tratamento de fraturas intercondilares do úmero e a abordagem com recurso a impressão 3D no planeamento cirúrgico. Foram incluídos um total de 91 doentes apresentando fraturas com menos de duas semanas de evolução, tendo estes sido submetidos a TC. O ficheiro *DICOM* foi então importado para *CAD* pelo *software MIMICS™*, para reconstrução 3D e segmentação para otimizar a visualização de tecido ósseo.

Os cirurgiões realizaram nos modelos impressos cirurgia *in vitro*, escolhendo as placas e parafusos mais apropriados, após redução com recurso a fio *kirschner*. Procedeu-se assim a cirurgia, tendo no grupo 3D sido utilizada as placas previamente determinadas, dobradas e esterilizadas. Verificou-se diferença significativa no grupo 3D, a nível de perdas de sangue cirúrgico, tempo de cirurgia e utilização de fluoroscopia. Não ocorreram diferenças no *outcome* cirúrgico e complicações no pós-operatório. Os pacientes referem a utilidade da tecnologia para uma melhor compreensão do procedimento a que iriam ser submetidos, sentindo maior confiança no cirurgião. Contudo, os autores referem algumas limitações atuais da tecnologia, nomeadamente a dificuldade na impressão de pequenos fragmentos (<0.8mm), que poderá ser contornada com recurso a uma impressora de maior resolução, naturalmente com um incremento de custos, assim como o tempo de impressão ⁴⁵.

Os Acromial

O os acromial resulta da não união dos centros de ossificação acromiais, sendo que esta se dá entre os 15 e 18 anos. Não existe ainda teoria comprovada para esta patologia, estimando-se uma prevalência entre 1% e 15%. Não existe tratamento estandardizado, dependendo muito o tratamento da severidade e preferência pessoal do cirurgião. Foram propostas diversas abordagens cirúrgicas, nomeadamente a excisão de fragmento instável, descompressão acromial, que não abordam a patologia base e causam frequentemente instabilidade e disfunção deltóidea. Apesar de não consensual, a redução aberta com fixação interna (ORIF), pode resolver a patologia de base, não existindo, no entanto, placas comercializadas de osteossíntese para acrómio.

Beliën et al. propuseram então uma abordagem terapêutica de os acromial, com recurso a impressão 3D e placas comercializadas para redução de fraturas claviculares (fig.20). 5 doentes foram submetidos a CT, sendo o ficheiro DICOM convertido em CAD através do software INVESALIUS (código aberto disponível em <https://www.cti.gov.br/pt-br/invesalius>), tendo de seguida sido utilizado o *software rhinocerosTM* (Rhino3D, EUA) e *netfabb profTM* (autodesk, EUA) para a segmentação 3D. Posteriormente, procederam à impressão do ficheiro em ABS E PLA.

Foi então realizada cirurgia *in vitro*, tendo a placa clavicular sido pré dobrada de acordo com a osteotomia planeada. Por fim, levaram a cabo cirurgia *in vivo*. Os 5 casos foram avaliados

com o score *DASH* e *constant-murley*, assim como CT e RX. Os custos da cirurgia foram cerca do dobro de técnicas tradicionais, mesmo excluindo os custos de aquisição de material informático e consumíveis. O paciente 1 apresentou um *score DASH* de 13.3/100 e um CM de 85/100, considerando-se um *outcome* bom a excelente. O paciente 2 e 3 apresentaram resultados considerados pobres, no entanto ambos tinham concomitantemente tendinopatia do supraespinhoso, o que condiciona a avaliação. O Paciente 4 apresentava um *score DASH* de 6.82 e CM de 90, sendo equiparado ao da população geral. O paciente 5 deixou de ser seguido dado o seu estilo de vida errático (sem abrigo), referindo o seu médico de família bom *outcome* funcional⁴⁶.

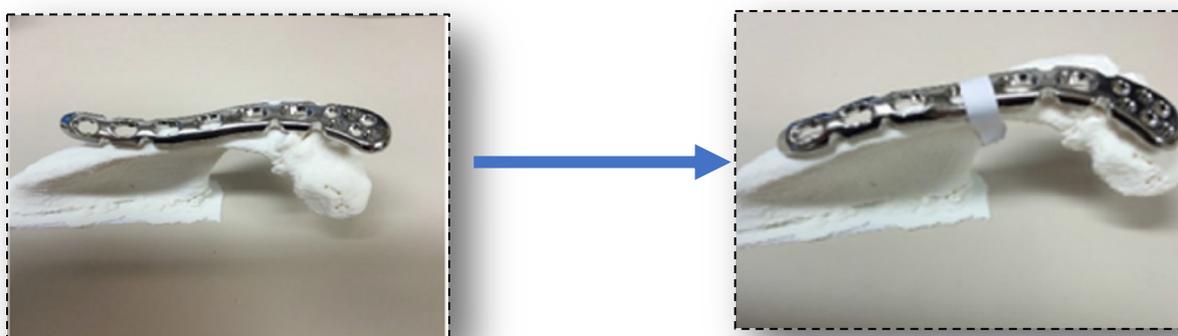


Figura 20: Adaptação de placas de fixação claviculares para redução de os acromial em modelo de 3dgrafia acromial. Adaptado de Beliën et al.2017

Membro inferior

Patologia tumoral membro inferior

A patologia tumoral do membro inferior, apresenta-se como um notável desafio para o cirurgião ortopédico. Uma das maiores conquistas da ortopedia contemporânea, passa pela capacidade de realização de cirurgia de salvação de membro, mantendo a sobrevivência do doente, quando comparada com a tradicional amputação, no entanto as técnicas de reconstrução pós exérese tumoral, atualmente utilizadas, apresentam resultados insatisfatórios no âmbito da gestão de dor e qualidade de vida do paciente⁴⁷. Os tumores malignos primários do membro inferior, são tumores frequentes em crianças e adolescentes, tendo tendência a ocorrer maioritariamente na metáfise de ossos longos, encontrando na placa de crescimento uma barreira na sua extensão, não sendo esta, no entanto impenetrável⁴⁸. Tratando-se de tumores

tipo 1-, sem invasão da epífise, foram propostas diversas técnicas de reconstrução pós exérese tumoral, nomeadamente a utilização de aloenxertos ósseos e a osteotomia de distração ou a reconstrução com recurso a prótese de manufatura tradicional. Todavia, todos estes métodos apresentam uma elevada taxa de complicações. Caso exista invasão da epífise, o defeito ósseo remanescente condiciona frequentemente a necessidade de artroplastia reconstrutiva, apresentando esta elevadas taxas de complicações, nomeadamente a ocorrência de fraturas peri protésicas, o desmonte assético de componente protésico ou infeção⁴⁹. A imagiologia apresenta papel fundamental no planeamento cirúrgico, sendo fulcral para a determinação da extensão tumoral, no entanto, o planeamento, mesmo com base em reconstruções virtuais 3D, apresenta resultados não ideais, podendo levar a resseções com margens não satisfatórias, aumentando o risco de recidiva local e metastização à distância⁵⁰. A impressão 3D pode então ser uma nova importante arma ao serviço do cirurgião ortopédico, abrindo portas para um planeamento pré cirúrgico mais detalhado, com capacidade de feedback táctil, de extrema importância para o cirurgião, permitindo ainda utilização de guias de osteotomia específicos, impressos em 3D, cuja eficácia se encontra demonstrada na ressecção tumoral, quando comparados com técnicas cirúrgicas tradicionais. Adicionalmente, permite ao cirurgião margens mais fidedignas, e poupar tecido vital perineoplásico. Por fim, é possível ainda a impressão de próteses específicas, com base na anatomia remanescente, obtendo resultados funcionais ótimos, evitando potencialmente a necessidade de cirurgia de revisão⁴⁷.

Conscientes do papel da impressão 3D nesta área, Lu *et al.* demonstram a utilização de uma prótese pioneira para correção de defeito tibial massivo, adaptada a anatomia do paciente, não necessitando de cimento ósseo (fig. 21). Descrevem assim, o caso de um paciente de 15 anos, que após exérese tumoral, com preservação da epífise e reconstrução com aloenxerto, terá desenvolvido rejeição crónica. Terá sido submetido a reconstrução com recurso a cimento ósseo impregnado em antibiótico, mantendo, no entanto, dores incompatíveis com as AVD. Foi então importada a informação imagiológica, com recurso ao *software MIMICS™*, realizando-se a

reconstrução 3D, com a segmentação a determinar 3 compartimentos distintos (tíbia proximal, distal e espaçador de cimento ósseo). Foram medidas as características anatómicas do osso remanescente, sendo criada e impressa com recurso a tecnologia EBM, uma prótese complexa, dividida em 2 componentes: um componente proximal, com porosidade de 65% aumentando a capacidade de osteointegração, fixa ao osso cortical com 6 parafusos e um componente distal, cujo pós processamento incluiu uma cobertura de hidroxiapatite.

A cirurgia decorreu sem intercorrências, apresentando o doente às 26 semanas, uma satisfatória função articular, com um *score* de *Enneking* de 28/30 e ROM de 0-130°. O recurso a *scan T-SMART*, permitiu ainda evidenciar a osteointegração da componente proximal com o osso remanescente⁴⁸.

É atualmente crucial, a validação da eficácia de guias de osteotomia específicos quando comparados com cirurgia baseadas unicamente em referências anatómicas, na ressecção de neoplasias ósseas e subsequente reconstrução de defeito ósseo. Assim, Helguero *et al.* pretendiam através do seu projeto cumprir esse mesmo propósito. Para tal, recorreram a 9 pares de fémures provenientes de cadáver, tendo realizado TC, importando subsequentemente o ficheiro *DICOM* para o *software* *INVESALIUS*, com a reconstrução 3D e criação de ficheiro CAD a cargo do *software* *GEOMAGIC*TM. As reconstruções 3D, foram então importadas para o *software* *SOLIDWORKS*TM(Dassault systemes, França) no qual foram adicionados diversos modelos tumorais criados com auxílio de *CAD*. Posteriormente, foi desenhado para cada um dos pares de modelo tumoral, uma guia de osteotomia, que satisfizesse os princípios de *Enneking*. Desenharam ainda implantes de preenchimento de defeito ósseo geométricos, de acordo com o plano de osteotomia. Em ABS, foram impressos os modelos tumorais, guia de osteotomia e implante. Um único cirurgião, realizou cirurgia *in vitro* em duas sessões alternadas, sendo que uma das exéreses tumorais a um dos pares de modelo femoral, aconteceu sem recurso a instrumentação específica, com reconstrução recorrendo a implante previamente impresso. A segunda exérese foi então com recurso a guia de osteotomia e implante específico.

A posteriori foi avaliada a boa adaptação do implante com a restante anatomia óssea, tendo se verificado apenas no grupo não instrumentado, falhas de contacto superiores a 5mm (limiar para mau resultado funcional), entre implante e osso. Houve desvio significativo do plano operatório em 2/3 planos, unicamente no grupo não instrumentado⁴⁷.

Ma *et al.* levaram também a cabo um estudo com o objetivo de demonstrar a eficácia da aplicação de guias de osteotomia específicos na ressecção de sarcomas femorais. Para tal, foram obtidas TC do joelho de 8 pacientes, tendo a sua informação *DICOM*, sido importada para o *software SIMPLEWARE™* (*synopsys*, EUA) realizando-se subsequente criação de ficheiro CAD e reconstrução 3D. Através do *software* de engenharia reversa *UG IMAGE-WARE™12.0* (*EDS*, EUA), foi determinado o plano de osteotomia ótimo (3-5cms além da margem tumoral) tendo sido desenhado um guia de osteotomia personalizado. De seguida foi impresso tanto o modelo tumoral, como o guia de osteotomia (fig.22). Os guias de osteotomia tiveram um tempo de fabrico médio de 10h, e um custo médio de 50 euros. Após testes mecânicos *in vitro*, de forma a assegurar que o guia resistia à agressão cirúrgica, procedeu-se então à cirurgia de exérese tumoral. Os autores reportam uma perfeita sinergia entre a anatomia tumoral e o guia de osteotomia, havendo uma redução significativa do tempo operatório, perdas sanguíneas intraoperatórias e dimensão de incisão. Mencionaram ainda a inesperada vantagem da utilização do guia de osteotomia para modelação de aloenxerto ósseo na reconstrução, facilitando o processo de reconstrução e potencialmente melhorando o *outcome* funcional. Todos os doentes se encontravam vivos aos 2 anos de seguimento, com melhorias claras no *score MSTS* (22-30) e na flexão do joelho (90-130°)⁵⁰.

Han *et al.* apresentam o caso de uma paciente de 32 anos, com diagnóstico de condroma femoral, cuja ressecção e subsequente defeito ósseo necessitou de artroplastia total do joelho. 10 meses após artroplastia, a paciente apresentava limitação funcional marcada, com dor e edema na articulação, tendo sido estabelecido o diagnóstico fratura peri protésica da componente femoral. Importou-se a informação *DICOM*, proveniente de TC, para o *software*

MIMICS™, tendo sido realizada segmentação e reconstrução 3D de ambos os membros inferiores. Com recurso ao *software materialise™* 18.0 (materialise, Bélgica), registou-se a espessura da cavidade medular remanescente no fêmur afetado e comprimento de cada componente protésico. É descrito o desenho de nova cavilha femoral, com 14 mm de diâmetro e 190 mm de profundidade, tendo os pontos de fixação ideais sido simulados no *UG software™*, delineando-se também um guia de navegação específico de modo a assegurar a fixação exata da cavilha e parafusos no osso remanescente. A cirurgia *in vitro* demonstrou perfeita relação entre a cavilha femoral e o fêmur remanescente (modelo impresso), sendo que o guia de navegação assegurou os pontos de fixação dos parafusos, de acordo com o planeamento pré cirúrgico, demonstrando uma fixação estável.

Procedeu-se a cirurgia de revisão, tendo decorrido sem intercorrências, sendo que aos 12 meses pós-operatório, a paciente apresentava ótimo controlo de dor, realizando AVD, sem limitação significativa. O score *MSTS93* melhorou de 0 pré-operatório para 28 aos 27 meses de seguimento⁴⁹.

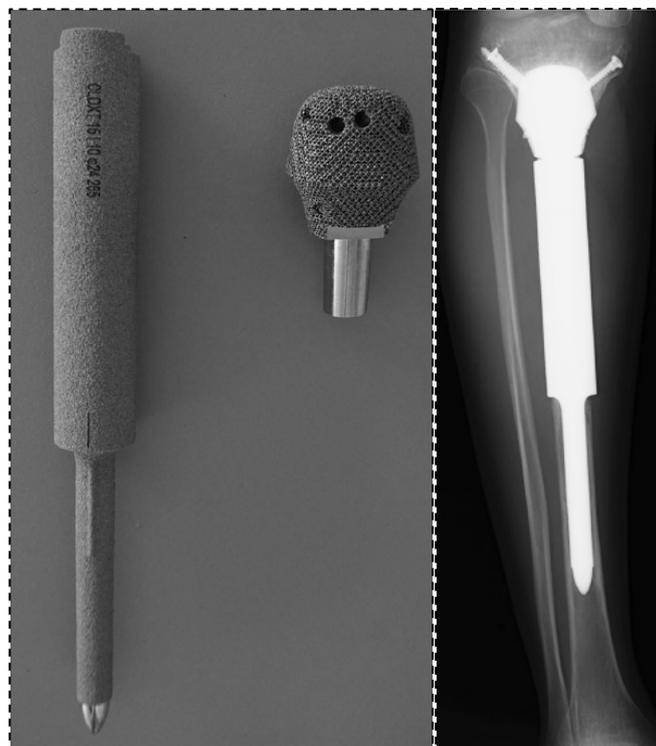


Figura 21: Prótese não cimentada de revisão impressa em Ti6AL4V implantada com sucesso em doente com defeito ósseo tibial proximal. Adaptado de Lu et al. 2018



Figura 22: Guia de osteotomia personalizado e sua correspondência perfeita com 3Dgrafia de modelo tumoral. Adaptado de Ma et al. 2016

Patologia traumática membro inferior

Fratura de prato tibial

As FPT, são fraturas complexas, causadas por trauma de alto impacto, apresentando frequentemente implicações na congruência articular⁵¹. Tratam-se de fraturas frequentemente intra-articulares, com colapso articular associado, instabilidade articular, dor e limitação⁵². A cirurgia torna-se então a única opção viável, verificando-se elevadas taxas de osteoartrite quando esta é preterida⁵³. Não existe atualmente nenhum método de eleição, apresentando-se a ORIF como o método mais fiável, apresentando, no entanto, taxas de complicações e *outcome* funcional indesejáveis, atribuíveis maioritariamente a uma deficiente capacidade de planeamento cirúrgico com base em métodos convencionais⁵¹. Como método de revisão de fratura, a osteotomia assume potencial terapêutico, tratando-se de uma cirurgia complexa, sendo essencial uma osteotomia com a menor lesão de tecidos adjacentes possível e com a manutenção da altura do prato tibial⁵³.

Assim, a impressão 3D poderá apresentar um papel pioneiro na abordagem de FPT ao permitir ao cirurgião a obtenção de réplicas anatómicas tangíveis, facilitando o planeamento cirúrgico⁵¹, assim como possibilitando a criação de instrumentos cirúrgicos específicos⁵³.

É nesta temática que Xie *et al.* apresentam uma revisão sistemática que visa comparar a redução aberta com fixação interna de fraturas de prato tibial, baseada em impressão 3D, com a ORIF aquando da utilização de metodologia tradicional. No seu estudo, englobaram um total de 358 doentes, submetidos a redução com recurso a impressão 3D, e 378 com redução

convencional. Não se verificaram diferenças significativas na amostragem dos grupos. Verificou-se uma redução significativa do tempo operativo a favor do grupo de impressão 3D, assim como na perda de sangue peri operatória. Em 4 estudos, foi ainda avaliado o tempo de fusão óssea, com diferença significativa favorável a tecnologia de impressão 3D. Não se verificaram diferenças na taxa de complicações ou no *score* de *rasmussen* (*outcome* funcional)⁵¹.

Procurando colmatar os défices verificados na abordagem cirúrgica de fraturas de prato tibial Yang *et al.* reportaram 7 casos de fratura de prato tibial, com mal união lateral, cujo planeamento cirúrgico utilizou impressão 3D (fig.23). Foi realizada CT, sendo o ficheiro *DICOM* importado para o *software MIMICS™*, através do qual se criou uma reconstrução 3D do modelo, tendo sido então impresso um modelo de fratura 1:1 em termoplástico. Os cirurgiões (1 sénior, 3 residentes) utilizaram os modelos então para determinar as linhas de osteotomia a utilizar, assim como determinar as placas de redução apropriadas, realizando a sua pré dobragem. Após cirurgia, todos os colapsos tibiais foram registados como menores de 1mm, indicando bom *outcome* anatómico. Houve melhoria significativa de ambos os *scores* de *rasmussen*, anatómico e do score de função⁵³.

Nie *et al.* apresentaram um estudo retrospectivo sobre o tratamento de fraturas bicondilares de prato tibial, com recurso a impressão 3D na sua instituição. 11 pacientes, foram submetidos a CT, tendo o ficheiro *DICOM* sido subsequentemente convertido em CAD e reconstruído 3D, através do *software MIMICS™*. Após reconstrução, foi realizada cirurgia virtual, através do *software 3MATIC™* (materialise, Bélgica) , que permitiu a movimentação espacial dos fragmentos de fratura. Em 2 casos de fratura cominutiva severa, foi ainda obtido um modelo teórico do prato tibial saudável, através da inversão em espelho da tíbia contra lateral. Foram então criados guias de perfuração e placas de osteossíntese com base nos modelos. Realizou-se assim a cirurgia *in vitro*, com os cirurgiões a reportar maior conhecimento da fratura, confiança no plano cirúrgico, permitindo determinar a necessidade de artrotomia

submeniscal pré cirurgia. Relativamente às cirurgias estas ocorreram sem intercorrências, exceto num 1 caso, na qual a anatomia de tecidos moles subjacente obrigou a uma redução no número de parafusos de fixação implantados. No pós-operatório, os autores reportam boa correspondência entre a redução de fratura simulada *in vitro* e *in vivo*, com bom *outcome* cirúrgico – *score* HSS médio de 71.36. 9/11 pacientes reportam satisfação com o procedimento cirúrgico, sendo que 2/11 reportavam dor com exacerbação nos períodos de inverno, atribuída a irritação mecânica secundária a osteossíntese. Após cirurgia de revisão, constatou-se resolução do quadro de dor⁵².



Figura 23: 1- Planejamento de osteotomia de fratura de prato tibial com recurso e 3dgrafia
2- Peça de osteotomia subsequente. Adaptado de *Yang et al.2016*

Artroplastia total Joelho

A prótese total de joelho, é uma terapêutica de fim de linha, que permite ótimos resultados funcionais em doentes com doença articular terminal. É sabida a importância do alinhamento preciso da prótese para um bom resultado funcional, definindo-se mau alinhamento como um desvio de 3° para além da posição neutra, trazendo este consequências

para a sobrevivência do implante e qualidade de vida do doente, através de instabilidade articular e uma distribuição de forças assimétricas.

Dado o impacto na qualidade de vida do paciente, a osteotomia tibial em cunha medial, tem sido proposta como método de salvação, em doentes ativos e jovens, retardando o recurso a ATJ. Trata-se de uma cirurgia com elevada demanda técnica, com consideráveis complicações associadas, tais como erro na correção do ângulo articular, com instabilidade associada, fraturas corticais laterais e diminuição da qualidade de vida⁵⁴Torna-se deste modo evidente a necessidade de novas técnicas de planeamento e execução cirúrgica ao nível do resgate articular do joelho⁵⁵.

Atualmente os relatos sobre impressão 3D, ao serviço de cirurgia articular do joelho, são mistos, reportando *outcomes* cirúrgicos e sobrevivência do paciente ambíguos. Cientes da importância de novas técnicas de salvação articular, Yang *et al.* reportam a execução de osteotomia tibial em cunha medial, em 10 pacientes com recurso a instrumentos personalizados (fig.24). Foi obtida reconstrução 3D da articulação através de TC-DICOM com recurso ao *software AMIRATM4.0*(Thermo Fysher, EUA) tendo a segmentação sido realizada através do *software SOLIDWORKSTM*. A reconstrução 3D foi então comparada com informação de RX dos pacientes, de modo a assegurar o ângulo de osteotomia ideal. Optou-se por uma osteotomia em dois planos, com posterior cirurgia virtual. Procedeu-se ao desenho de um guia cirúrgico fixo à tibia através de quatro parafusos, com uma ranhura para osteotomia e oscilável. De modo a garantir o ângulo apropriado, foram criados dois orifícios desencontrados, que apenas se alinhavam quando no ângulo pretendido. Após impressão do instrumento, procedeu-se então a cirurgia que correspondeu na íntegra com a simulação virtual.

A avaliação do *outcome* passou pela comparação de RX em carga às 6 semanas, pós-operatório, com RX pré-operatório, tendo sido avaliada a linha de carga máxima e alinhamento do prato tibial. Os autores demonstraram bons resultados em gestão de dor dos pacientes, havendo uma melhoria na linha de carga máxima, de uma média de 28.1% para 61.4%. A

inclinação do planalto tibial manteve-se estável, de uma média de 9.9° para 10.1°. Com este artigo é passível de ver os ótimos resultados na utilização de impressão 3D em cirurgia de salvação de articulação⁵⁴.

Um estudo comparativo prospetivo (n=62) entre os *outcomes* de ATJ convencional e ATJ com recurso a PSI, foi desenvolvido por Tia *et al.* Todos os doentes do grupo PSI foram submetidos a TC, envolvendo os 10 cms distais do fémur e 10 cm proximais da tibia e RX em carga. A informação *DICOM* foi então extrapolada para *CAD*, através do *software MIMICS™*, tendo sido realizada reconstrução 3D. Após reconstrução, foi fundida a informação de TC com o RX, através do *software UG software™*, de modo a permitir a medição mais precisa dos eixos e ângulos de interesse pelo cirurgião. Utilizou-se engenharia reversa para o desenho e realizou-se inversão da anatomia do contorno do osso subcondral de fémur distal e tibia proximal. Foi realizada cirurgia em ambos os grupos, seguindo os mesmos protocolos e próteses cimentadas, não se verificando diferenças significativas a nível de *outcome* e tempo cirúrgico. Registou-se diferença significativa favorável ao grupo PSI a nível de drenagem pós-operatória. Tia *et al.* descrevem ainda um menor número de instrumentos cirúrgicos utilizados no grupo PSI, reportando maior facilidade de logística⁵⁵.

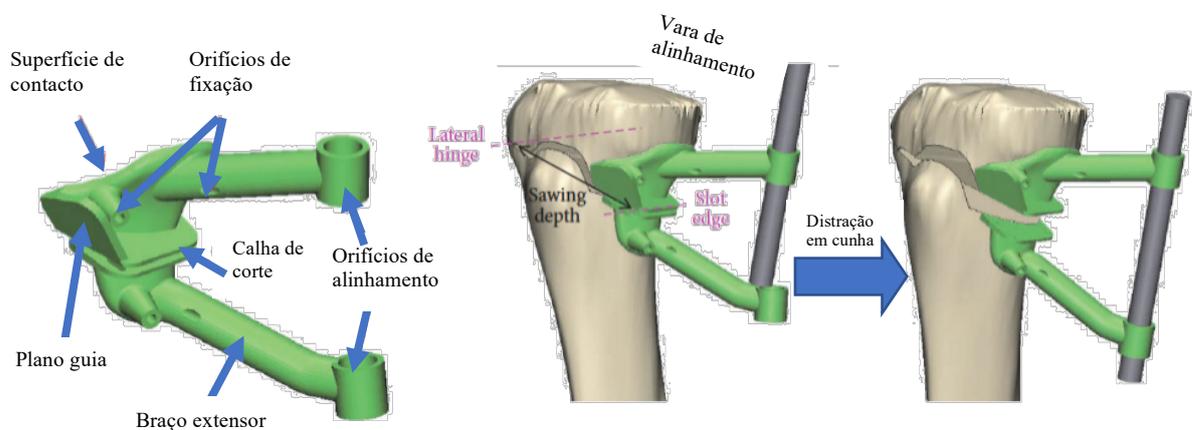


Figura 24: Desenho de guia personalizado de osteotomia medial em cunha para cirurgia de salvação articular. Adaptado de Yang *et al.* 2018

Conclusão

A impressão 3D encontra-se atualmente a dar os primeiros passos a nível da ortopedia, apresentando, no entanto, claro potencial dentro da área. É expectável com o contínuo investimento em investigação e redução dos custos associados às tecnologias, que a sua aplicação se torne rotina clínica. A sua maior aplicação prende-se, atualmente, com o planeamento pré cirúrgico. Desde o advento do roentgenograma, precursor do moderno RX, que os cirurgiões procuram melhor compreender a anatomia e patologia dos seus pacientes. A impressão 3D apresenta-se então como o próximo passo na exploração da patologia, ao permitir, não só uma visualização 3D do modelo de patologia, como a manipulação espacial do modelo, fornecendo feedback háptico e permitindo a realização de cirurgia *in vitro*. A 3Dgrafia apresenta resultados favoráveis nas diversas áreas ortopédicas, reportando transversalmente redução de complicações cirúrgicas, menor tempo cirúrgico, menor perda de sangue intraoperatório e exposição a radiação. A nível de *outcome* funcional, existem diversos relatos, principalmente, a referir melhorias, ao nível de traumatologia, no entanto, não foi apresentado um grupo de comparação. É necessário um maior número de estudos comparativos para poder afirmar a superioridade da impressão 3D aplicada a planeamento pré cirúrgico, quando comparada com a abordagem tradicional em termos de *outcome* funcional. A 3Dgrafia apresenta ainda importante papel no treino cirúrgico, com clínicos a reportarem maior confiança na realização do procedimento, após cirurgia *in vitro*, permitindo ainda a residentes e estudantes observarem e manipularem modelos de patologia complexa. Diversos estudos reportam ainda, a satisfação dos pacientes com a utilização de 3Dgrafia, relatando maior confiança no clínico e entendimento da patologia. A impressão de instrumentos cirúrgicos personalizados apresenta resultados satisfatórios ao nível da cirurgia oncológica, permitindo uma exérese tumoral com margens satisfatórias, poupando tecido vital perineoplásico, com recurso a guias de osteotomia personalizados. A utilização de instrumentos cirúrgicos personalizados demonstra também.

resultados ao nível da cirurgia de correção de deformidades vertebrais, ao permitir a realização de fixação pedicular, com recurso a guias de perfuração específicos, aumentando drasticamente a segurança do procedimento, possibilitando a sua realização por cirurgiões menos experientes. Existem relatos de aplicação de instrumentos específicos nas restantes áreas ortopédicas, sendo, no entanto, necessário maior número de estudos para retirar ilações com segurança. A impressão 3D de próteses em metal encontra-se, de momento, a revolucionar a cirurgia de salvação de membro e oncológica, ao permitir a utilização de próteses específicas ao defeito ósseo do paciente, com potencial de osteointegração, assegurando resultados biomecânicos excelentes, onde outrora não existia opção terapêutica. Estas são apenas algumas das diversas vantagens da impressão 3D evidenciadas ao longo do artigo, sendo expectável que com o surgimento dos primeiros ensaios clínicos em humanos da tecnologia de *bioprinting*, o leque de alternativas terapêuticas alargue exponencialmente, estando, no entanto, esta tecnologia ainda numa fase embrionária.

É, no entanto, importante salientar diversos entraves à implementação em larga escala da impressão 3D. Esta apresenta um custo de entrada relativamente elevado, sendo necessários estudos de custo benefício aplicados às suas diversas vertentes, que permitam justificar o investimento por parte de centros hospitalares na tecnologia, cenário que atualmente não se verifica. Ainda dentro da temática dos custos, existe uma grande assimetria nos custos de entrada das diferentes tecnologias, a título de exemplo, a impressão de um modelo de fratura pélvica em termoplástico pode rondar as dezenas de euros, custando por contraste a impressão de uma prótese acetabular em titânio poroso por EBM as dezenas de milhares de euros, levantando-se assim novamente a questão de como alocar eficientemente os serviços de impressão 3D, e em quais tecnologias será mais vantajoso investir. Uma alternativa a curto prazo poderá passar pelo *outsourcing* do processo de impressão 3D, a empresas especializadas, permitindo a poupança do investimento inicial, podendo esta ser uma alternativa para hospitais com pequeno volume de casuística, colocando-se, no entanto, questões de privacidade, pois

existe a necessidade do fornecimento de dados pessoais dos pacientes a terceiros e da menor interação do clínico com o processo de desenho do implante/prótese. Hospitais de referência, com elevado volume de casuística, deverão a longo prazo apresentar poupanças com o investimento em tecnologia, pois os custos de produção intra-hospitalar são drasticamente menores. Para finalizar, salientar o elevado *gap* encontrando aquando da realização deste trabalho entre ocidente/oriente, verificando-se grande assimetria no investimento realizado em investigação, sendo a grande maioria dos artigos analisados provenientes de 3 países – China, Índia e Japão. É necessário maior investimento por parte dos países ocidentais, de forma a manter a competitividade científica dos clínicos e assegurar à população o acesso aos mais inovadores cuidados ortopédicos. É crucial assim, seguir o exemplo dos países orientais que veem na impressão 3D uma tecnologia com enorme potencial de revolucionar os cuidados de saúde ortopédicos definindo esta como uma das suas prioridades de investimento.

Agradecimentos

Ao meu pai, minha inspiração em todas as vertentes da vida, meu modelo de clínico e responsável pelo meu interesse pela arte médica, dedico este humilde trabalho. Que um dia seja metade do clínico que foste.

À minha mãe Teresa, citando Zeca Afonso: “quem têm mãe têm tudo, quem não têm mãe não têm nada”, não existindo certamente mais sabias palavras. Pelo carinho, apoio, paciência e amor inesgotáveis, uma dívida eterna e um grande beijinho.

Ao meu irmão Diogo, parceiro de sempre, apoio eterno, fonte de inspiração e principal responsável pelo meu interesse pela ortopedia. Que qualquer eventual sucesso da minha parte, seja parco comparado com tudo o que alcançares. Um grande abraço

À minha namorada Sara, por todo o enorme apoio ao longo da realização deste trabalho, pela inesgotável paciência, por todo o amor. Por tudo. Um grande beijinho
Sem vocês este trabalho não seria possível.

Aproximando-se o fim deste percurso académico, naturalmente agradecer também a todos os amigos e família que me acompanharam ao longo deste longo (e breve) percurso.

Para finalizar, os meus mais sinceros agradecimentos ao Prof. Dr. José Casanova e ao Dr. Ruben Fonseca, não só pelo constante apoio e disponibilidade demonstrados ao longo da realização deste trabalho, mas também pela oportunidade de conhecer melhor o fabuloso mundo da ortopedia oncológica, área que me desperta enorme interesse.

Bibliografia

1. Densen P. MEDICAL EDUCATION. 2011;122(319):48–58.
2. Trauner KB. The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics. *J Arthroplasty* [Internet]. 2018;33(8):2352–4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.02.033>
3. Vaish A, Vaish R. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. *J Clin Orthop Trauma* [Internet]. 2018;2–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcot.2018.02.003>
4. Bagaria V, Bhansali R, Pawar P. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 3D printing-creating a blueprint for the future of orthopedics : Current concept review and the road ahead ! *J Clin Orthop Trauma* [Internet]. 2018;9(3):207–12. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.07.007>
5. Article R. Image once , print thrice ? Three-dimensional printing of replacement parts. 2018;(May 2017).
6. • Global 3D printing market size 2013-2021 | Statista [Internet]. [cited 2019 Apr 4]. Available from: <https://www.statista.com/statistics/796237/worldwide-forecast-growth-3d-printing-market/?fbclid=IwAR1FOILgiXIJYuD43GfXZmHcz6NUpv0AYpzjEfjJirIEMdPIaIDBvztadFA>
7. Heller M, Bauer HK, Goetze E, Gielisch M, Roth KE, Drees P, et al. Applications of patient-specific 3D printing in medicine [=Patientenspezifische Anwendungen von 3-D-Druck in der Medizin]. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2016;19(4):323–39. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28008429>
8. Cai H. Application of 3D printing in orthopedics: status quo and opportunities in China. *Ann Transl Med Vol 3, Suppl 1 (May 2015)* *Ann Transl Med* [Internet]. 2015;3:3–5. Available from: <http://www.atmjournals.org/article/view/6125>
9. Eltorai AEM, Nguyen E, Daniels AH. Three-Dimensional Printing in Orthopedic Surgery. *Orthopedics* [Internet]. 2015;38(11):684–7. Available from: <http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/01477447-20151016-05>
10. Marro A, Bandukwala T, Mak W. Current Problems in Diagnostic Radiology Three-Dimensional Printing and Medical Imaging : A Review of the Methods and Applications. *Curr Probl Diagn Radiol* [Internet]. 2016;45(1):2–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1067/j.cpradiol.2015.07.009>
11. Chen X, Xu L, Wang Y, Hao Y, Wang L. Image-guided installation of 3D-printed patient-specific implant and its application in pelvic tumor resection and reconstruction surgery. 2015;1–13.
12. Flecher X, Migaud H. From radiographs to 3D printing: How can new surgical planning technologies contribute to hip surgery? *Orthop Traumatol Surg Res* [Internet]. 2017;103(3):323–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2017.03.004>
13. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review. *Biomed Eng Online*. 2016;15(1):1–21.
14. Kim JW, Lee Y, Seo J, Park JH, Seo YM, Kim SS, et al. Clinical experience with three-dimensional printing techniques in orthopedic trauma. *J Orthop Sci* [Internet]. 2018;23(2):383–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jos.2017.12.010>
15. Papagelopoulos PJ, Savvidou OD, Koutsouradis P, Chloros GD, Bolia IK, Sakellariou VI, et al. Three-dimensional Technologies in Orthopedics. *Orthopedics* [Internet]. 2018;41(1):12–20. Available from: <http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/01477447-20180109-04>
16. Peng P, Xu Y, Zhang X, Zhu M, Du B, Li W, et al. Is a patient-specific drill template via a cortical bone trajectory safe in cervical anterior transpedicular insertion ? 2018;1–7.
17. Journal AS. A Novel Patient-Specific Drill Guide Template for Pedicle Screw Insertion into the Subaxial Cervical Spine Utilizing Stereolithographic Modelling : An In Vitro Study. 2017;4–14.
18. 1,2,* ,. 2017;
19. Garg B, Gupta M, Singh M, Kalyanasundaram D. Outcome and safety analysis of 3D-printed patient-specific pedicle screw jigs for complex spinal deformities: a comparative study. *Spine J*

- [Internet]. 2018; Available from: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.05.001>
20. Zhang X, Li X, Liu P, Cai H, Zhang R, Zhang W. Case Report Surgical Orthopedics in a Spondylometaphyseal Dysplastic Patient. 2018;413–7.
 21. Sakai T, Tezuka F, Abe M, Yamashita K, Takata Y, Higashino K, et al. Pediatric Patient with Incidental Os Odontoideum Safely Treated with Posterior Fixation Using Rod-Hook System and Preoperative Planning Using 3D Printer: A Case Report. *J Neurol Surgery, Part A Cent Eur Neurosurg*. 2017;78(3):306–9.
 22. Wang D, Wang Y, Wang J, Song C, Yang Y, Zhang Z, et al. Design and fabrication of a precision template for spine surgery using selective laser melting (SLM). *Materials (Basel)*. 2016;9(8).
 23. Liu K, Zhang Q, Li X, Zhao C, Quan X. Preliminary application of a multi-level 3D printing drill guide template for pedicle screw placement in severe and rigid scoliosis. 2016;
 24. Chen H, Guo K, Yang H, Wu D, Yuan F. Thoracic Pedicle Screw Placement Guide Plate Produced by Three-Dimensional (3-D) Laser Printing. *Med Sci Monit [Internet]*. 2016;22:1682–6. Available from: <http://www.medscimonit.com/abstract/index/idArt/896148>
 25. Hospital BD. CLINICAL APPLICATION OF A DRILL GUIDE TEMPLATE FOR PEDICLE SCREW PLACEMENT IN SEVERE SCOLIOSIS. 2017;25(8):67–70.
 26. Courvoisier A, Boudissa M, Chabanas M, Tonetti J. ce pt ed us cr t. *Expert Rev Med Devices [Internet]*. 2017;0(0). Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/17434440.2017.1413347>
 27. Upex P, Jouffroy P, Riouallon G. Application of 3D printing for treating fractures of both columns of the acetabulum: Benefit of pre-contouring plates on the mirrored healthy pelvis. *Orthop Traumatol Surg Res [Internet]*. 2017;103(3):331–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2016.11.021>
 28. Manganaro MS, Morag Y, Weadock WJ, Yablon CM, Gaetke-Udager K, Stein EB. Creating Three-dimensional Printed Models of Acetabular Fractures for Use as Educational Tools. *RadioGraphics [Internet]*. 2017;37(3):871–80. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2017160129>
 29. Chen X, Chen X, Zhang G, Lin H, Yu Z, Wu C, et al. Accurate fixation of plates and screws for the treatment of acetabular fractures using 3D-printed guiding templates: An experimental study. *Injury [Internet]*. 2017;48(6):1147–54. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2017.03.009>
 30. Zeng C, Xing W, Wu Z, Huang H, Huang W. Ac ce p te d us cr t. *Injury [Internet]*. 2016; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2016.03.015>
 31. Zeng C, Xiao J, Wu Z, Huang W. Evaluation of three-dimensional printing for internal fixation of unstable pelvic fracture from minimal invasive para-rectus abdominis approach: A preliminary report. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(8):13039–44.
 32. Nie W, Ye F, Ma J, Yu J, Wang M, Zhang Z, et al. Three-dimensional (3D) Printing Technology Assisted by Minimally Invasive Surgery for Pubic Rami Fractures. 2018;38(5).
 33. Wang D, Wang Y, Wu S, Lin H, Yang Y, Fan S, et al. Customized a Ti6Al4V bone plate for complex pelvic fracture by selective laser melting. *Materials (Basel)*. 2017;10(1):1–14.
 34. Wong TT, Lynch TS, Popkin CA, Kazam JK. on Planned Osteoplasty. 2018;(August):1–6.
 35. Zhang Y, Zhang L, Sun R, Jia Y, Chen X, Liu Y, et al. A new 3D printed titanium metal trabecular bone reconstruction system for early osteonecrosis of the femoral head. *Med (United States)*. 2018;97(26):1–9.
 36. Zheng P, Yao Q, Xu P, Wang L. Application of computer-aided design and 3D-printed navigation template in Locking Compression Pediatric Hip Plate TM placement for pediatric hip disease. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2017;12(5):865–71.
 37. Holt AM, Starosolski Z, Kan JH, Rosenfeld SB. Rapid Prototyping 3D Model in Treatment of Pediatric Hip Dysplasia: A Case Report. *Iowa Orthop J*. 2017;37:157–62.
 38. Wang S, Wang L, Liu Y, Ren Y, Jiang L, Li Y, et al. 3D printing technology used in severe hip deformity. *Exp Ther Med*. 2017;14(3):2595–9.
 39. Lin CL, Fang JJ, Lin RM. Resection of giant invasive sacral schwannoma using image-based customized osteotomy tools. *Eur Spine J*. 2016;25(12):4103–7.
 40. Wang B, Hao Y, Pu F, Jiang W, Shao Z. Computer-aided designed, three dimensional-printed hemipelvic prosthesis for peri-acetabular malignant bone tumour. *Int Orthop*. 2018;42(3):687–94.

41. Zhang Y, Wen L, Zhang J, Yan G, Zhou Y, Huang B. Three-dimensional printing and computer navigation assisted hemipelvectomy for en bloc resection of osteochondroma: A case report. *Med (United States)*. 2017;96(12):1–6.
42. Iqbal T, Shi L, Wang L, Liu Y, Li D, Qin M, et al. Development of finite element model for customized prostheses design for patient with pelvic bone tumor. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med*. 2017;231(6):525–33.
43. Liu D, Fu J, Fan H, Li D, Dong E, Xiao X, et al. Application of 3D-printed PEEK scapula prosthesis in the treatment of scapular benign fibrous histiocytoma: A case report. *J Bone Oncol*. 2018;12(August):78–82.
44. Chen C, Cai L, Zhang C, Wang J, Guo X, Zhou Y. Treatment of Die-Punch Fractures with 3D Printing Technology. *J Investig Surg [Internet]*. 2018;31(5):385–92. Available from: <https://doi.org/10.1080/08941939.2017.1339150>
45. Zheng W, Su J, Cai L, Lou Y, Wang J, Guo X, et al. Application of 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2018;104(1):83–8.
46. Beliën H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijmens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop [Internet]*. 2017;4(1):34. Available from: <http://jeo-esska.springeropen.com/articles/10.1186/s40634-017-0111-7>
47. Helguero CG, Kao I, Komatsu DE, Shaikh S, Hansen D, Franco J, et al. ScienceDirect Improving the accuracy of wide resection of bone tumors and enhancing implant fit : A cadaveric study. 2015;2:0–6.
48. Lu M, Li Y, Luo Y, Zhang W, Zhou Y, Tu C. Uncemented three-dimensional-printed prosthetic reconstruction for massive bone defects of the proximal tibia. *World J Surg Oncol*. 2018;16(1):1–9.
49. Q. H, X. Z, C. W, B. C, X. W, Z. Z, et al. Individualized reconstruction for severe periprosthetic fractures around the tumor prosthesis of knee under assistance of 3D printing technology: A case report. *Medicine (Baltimore) [Internet]*. 2018;97(42):e12726. Available from: <http://0-ovidsp.ovid.com.wam.leeds.ac.uk/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emexb&NEWS=N&AN=624466436>
50. Ma L, Zhou Y, Zhu Y, Lin Z, Wang Y, Zhang Y, et al. 3D-printed guiding templates for improved osteosarcoma resection. *Sci Rep [Internet]*. 2016;6:2–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/srep23335>
51. Xie L, Chen C, Zhang Y, Zheng W, Chen H, Cai L. Three-dimensional printing assisted ORIF versus conventional ORIF for tibial plateau fractures: A systematic review and meta-analysis. *Int J Surg [Internet]*. 2018;57:35–44. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijso.2018.07.012>
52. Nie W, Gu F, Wang Z, Wu R, Yue Y, Shao A. Preliminary application of three-dimension printing technology in surgical management of bicondylar tibial plateau fractures. *Injury [Internet]*. 2018; Available from: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.12.019>
53. Yang P, Du D, Zhou Z, Lu N, Fu Q, Ma J, et al. 3D printing-assisted osteotomy treatment for the malunion of lateral tibial plateau fracture. *Injury*. 2016;47(12):2816–21.
54. Yang JCS, Chen CF, Luo CA, Chang MC, Lee OK, Huang Y, et al. Clinical Experience Using a 3D-Printed Patient-Specific Instrument for Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy. *Biomed Res Int*. 2018;2018.
55. Tian H, Zhao MW, Geng X, Zhou QY, Li Y. Patient-Specific Instruments Based on Knee Joint Computed Tomography and Full-Length Lower Extremity Radiography in Total Knee Replacement. *Chin Med J (Engl)*. 2018;131(5):583–7.