UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

BIOMODELO 3D DE FRATURAS ÓSSEAS PARA AUXÍLIO NO PLANEJAMENTO CIRÚRGICO

Laura de Almeida Varela

Natal/RN

2022

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

BIOMODELO 3D DE FRATURAS ÓSSEAS PARA AUXÍLIO NO PLANEJAMENTO CIRÚRGICO

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduada em Engenharia Biomédica.

Graduanda: Laura de Almeida Varela

Orientadora: Prof.ª Dra. Heliana Bezerra Soares

Natal/RN

2022

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
Sistema de Bibliotecas - SISBI
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Central Zila Mamede

Varela, Laura de Almeida.
Biomodelo 3D de fraturas ósseas para auxílio no planejamento cirúrgico / Laura de Almeida Varela. - 2022.
66 f.: il.

Monografia (graduação) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Tecnologia, Curso de Engenharia Biomédica. Natal, RN, 2022.
Orientadora: Profa. Dra. Heliana Bezerra Soares.

1. Fraturas Ósseas - Monografia. 2. Impressão 3D - Monografia. 3. Biomodelo - Monografia. 4. Planejamento Cirúrgico - Monografia. 5. Processamento de Imagens - Monografia. I. Soares, Heliana Bezerra. II. Título.

RN/UF/BCZM CDU 616.71-001.5

Elaborado por Fernanda de Medeiros Ferreira Aquino - CRB-15/301

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

BIOMODELO 3D DE FRATURAS ÓSSEAS PARA AUXÍLIO NO PLANEJAMENTO CIRÚRGICO

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof.ª Dra. Heliana Bezerra Soares _____

Orientadora

Prof.ª Dra. Adriana Cláudia Câmara da Silva _____

Avaliadora Externa - IFRN

Prof. Dr. Anthony Andrey Ramalho Diniz _____

Avaliador Externo

Natal/RN

2022

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família, que sempre esteve presente na minha vida, acreditando na minha capacidade, me apoiando e torcendo pelo meu sucesso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à Deus, por ser minha força diária, me dando estímulo para continuar no caminho e proporcionando, a cada dia, vencer meus objetivos ao longo da minha jornada.

Agradeço à minha família, que sempre torceu pela minha felicidade e sucesso. Aos meus pais, Edilson e Lúcia, que sempre foram presentes na minha vida, me apoiando em cada passo. Principalmente à minha mãe, minha base, meu exemplo de mulher, que em todos os momentos esteve ao meu lado me dando forças e me ajudando a superar qualquer obstáculo. Ao meu namorado, Matheus, que compartilha comigo dos desfios da faculdade. Sempre ao meu lado me incentivando e me apoiando em todas as minhas decisões.

Aos meus professores, tanto os da Engenharia Biomédica quanto os de Ciências e Tecnologia, pessoas responsáveis pelo meu conhecimento e que me ajudaram ao longo da caminhada. Principalmente à minha orientadora Heliana, que esteve ao meu lado me orientando e me ajudando no desenvolvimento deste trabalho, sempre contribuindo com ideias e me dando mais segurança para seguir em frente.

Aos meus colegas de Ciências e Tecnologia, que foram fundamentais no início da faculdade, sendo meus companheiros nas dificuldades encontradas ao longo do caminho. Aos amigos que fiz na Engenharia Biomédica, que foram essenciais para o meu crescimento e amadurecimento profissional, sempre compartilhando de momentos inesquecíveis.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....vii

LISTA DE TABELAS.....ix

LISTA DE GRÁFICOS.....x

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS.....xi

RESUMO.....xii

ABSTRACT.....xiii

1. INTRODUÇÃO.....1

1.1. OBJETIVOS.....2

1.1.1. OBJETIVO GERAL.....2

1.1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....2

1.2. ESTADO DA ARTE.....3

1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO.....6

2. FRATURAS ÓSSEAS.....7

2.1. ANATOMIA DOS OSSOS.....8

2.2. FISIOTERAPIA EM FRATURAS ÓSSEAS.....11

2.3. MÉTODOS DE TRATAMENTO.....13

2.4. CORREÇÃO CIRÚRGICA.....13

3. IMPRESSÃO 3D.....19

3.1. APLICAÇÕES DA IMPRESSÃO 3D.....20

3.2. USO DA IMPRESSÃO 3D NA ÁREA MÉDICA.....21

3.2.1. APLICABILIDADE DE BIOMODELOS.....24

3.3. TECNOLOGIAS E MATERIAIS PARA IMPRESSÃO 3D.....26

4. MATERIAIS E MÉTODOS.....30

4.1. PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM.....30

4.2. BANCO DE DADOS.....33

4.3. *3D SLICER*.....34

4.4. *MESHMIXER*.....34

5. BIOMODELO 3D DE FRATURAS ÓSSEAS.....35
5.1. SELEÇÃO DE EXAMES.....35
5.2. PRÉ-PROCESSAMENTO.....36
5.3. SEGMENTAÇÃO.....37
5.4. PÓS-PROCESSAMENTO.....38
5.5. BIOMODELO 3D.....39
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....42
6.1. CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO.....45
7. CONCLUSÕES.....46
7.1. TRABALHOS FUTUROS.....47
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....48

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. a) Fratura na tíbia e fíbula e b) Fratura no segundo metatarso.....7
Figura 2. Ilustração da diferença entre o osso compacto e osso esponjoso.....9
Figura 3. Partes de um osso longo.....10
Figura 4. a) Articulação uniaxial entre a tróclea do úmero e a incisura da ulna no cotovelo, b) Articulação biaxial entre o rádio e os ossos escafóide e semilunar do carpo (punho) e c) Articulação triaxial entre a cabeça do fêmur e o acetábulo do osso do quadril.....12
Figura 5. Radiografia de um pós-operatório que utilizou um parafuso para reparo de fraturas no úmero proximal.....14
Figura 6. Exemplos de placas para cirurgia ortopédica. a) Placas de suporte, b) Placas de compressão e c) Placa de neutralização.....15
Figura 7. Exemplos de parafusos utilizados na cirurgia ortopédica.....16
Figura 8. Exemplos de hastes intramedulares.....16
Figura 9. Placa do tipo DVR (*Distal Volar Radius*) usada na estabilização volar de fratura distal do rádio.....17
Figura 10. Radiografias de um pós-operatório de 12 semanas de uma placa de ângulo fixo na extremidade do rádio.....18
Figura 11. a) Radiografia do paciente mostrando a deformidade e b) Planejamento antes da cirurgia do ângulo de implantação da placa.....18
Figura 12. Nomenclaturas utilizadas para a manufatura aditiva.....19
Figura 13. Fluxograma de algumas prováveis utilidades da impressão 3D na medicina.....21
Figura 14. Ilustração personalizada do guia para osteotomia e sua impressão.....22
Figura 15. a) Prótese personalizada do acetábulo do paciente e b) Prótese escapular com aberturas para inserção muscular.....23
Figura 16. Órteses personalizadas para perna e escoliose impressas em 3D.....23
Figura 17. Acomodação prévia em um biomodelo de uma placa de reconstrução da mandíbula que apresenta rompimentos corticais.....24
Figura 18. Biomodelo 3D do molar mostrando as camadas internas e externas.....25
Figura 19. a) Imagem do biomodelo mostrando o septo ventricular e b) Biomodelo do arco da aorta da paciente.....25
Figura 20. Biomodelo da fratura de crânio para inserção de um implante na região frontal.....26
Figura 21. Exemplo de um modelo de máquina FDM.....27
Figura 22. Exemplo de um modelo de máquina SLA.....28
Figura 23. Exemplo de um modelo de máquina SLS.....28
Figura 24. Elementos de um sistema de processamento de imagens.....30
Figura 25. Ilustração dos planos sagital, coronal e axial.....34
Figura 26. Diagrama de blocos da construção do biomodelo.....35
Figura 27. a) Imagem original do exame e b) Imagem após o pré-processamento.....36
Figura 28. Visualização 3D do modelo após o ajuste do limiar.....37
Figura 29. Visualização 3D da fratura após a segmentação automática e manual.....38
Figura 30. Visualização das rugosidades presente no modelo.....38
Figura 31. Visualização 3D do modelo após a suavização da peça.....39
Figura 32. a) Vista frontal e b) Vista traseira da fratura do 5° metatarso.....39
Figura 33. Corte transversal da peça no programa Ultimaker Cura.....40

Figura 34. Vistas da impressão 3D do biomodelo do 5° metatarso.....41
Figura 35. a) Visualização 3D do olécrano antes do processamento, b) Vistas após as etapas de segmentação e c) Vistas após o pós-processamento.....42
Figura 36. a) Visualização 3D do exame antes do processamento, b) Vista após as etapas de segmentação, c) Ângulos distintos somente da tíbia fraturada após a segmentação e d) Vistas da tíbia fraturada após o pós-processamento.....43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Técnicas e materiais acessíveis para impressão 3D na ortopedia.....27
Tabela 2. Exames escolhidos para o processamento de imagens.....36
Tabela 3. Configurações dos parâmetros utilizados para impressão.....40
Tabela 4. Tempo de segmentação de cada exame.....42
Tabela 5. Informações quantitativas sobre as impressões.....45

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Gráfico do crescimento da tecnologia da impressão 3D em âmbito mundial.....20

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

° - Graus
2D - Bidimensional
316i - Aço Inoxidável
3D – Tridimensional
ABS - Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAD - *Computer-Aided Design*
DCP - Placa de Compressão Dinâmica
DHS - *Dynamic Hip Screw*
DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*
DLMS - Sintetização Direta Metal Laser
DVR - *Distal Volar Radius*
EBM - Fusão Feixe Elétrons
FDM - Modelagem por Deposição Fundida
g - Grama
h - Hora
HDPE - Polietileno de Alta Densidade
LC-DCP - Placa de Compressão Limitada por Contato Dinâmico
LDM - Modelagem por Deposição de Líquidos
LOM - Manufatura de Objeto Laminado
min - Minuto
MIPPO - Placa Minimamente Invasiva
mm - Milímetro
mm/s – Milímetro por segundo
NRRD - *Nearly Raw Raster Data*
PC-Fix - Fixador de Ponto de Contato
PDI - Processamento Digital de Imagens
PEEK - Poli (Éter-Éter-Cetona)
PLA - Ácido Polilático
PVA - Álcool polivinílico
RM - Ressonância Magnética
ROI - Região de Interesse
SLA - Estereolitografia
SLS - Sinterização por Laser Seletivo
STL - *Standard Triangulation Language*
TC - Tomografia Computadorizada
TI6AL4V - Liga de Titânio
UV - Luz Ultravioleta

VARELA, Laura de Almeida. **Biomodelo 3D de fraturas ósseas para auxílio no planejamento cirúrgico.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 67p., 2022.

RESUMO

A impressão 3D vem se tornando uma tecnologia difundida, onde permite imprimir, camada por camada, qualquer objeto modelado em dimensões tridimensionais através de um *software* de *design*. Sua aplicação traz diversas vantagens, podendo ser utilizada na área médica, automobilística, engenharias e diversas outras. Na saúde, vem expandindo cada vez mais para auxiliar processos e facilitar possíveis diagnósticos e futuras cirurgias, como na produção de biomodelos, sendo possível replicar alguma parte do corpo que desejar. O modelo proposto foi desenvolvido para assistir o cirurgião e auxiliar no planejamento cirúrgico de fraturas ortopédicas. Para ser realizada a impressão do protótipo, foi necessário ter acesso a imagens médicas, como uma tomografia computadorizada em 2D, com inúmeras fatias do local anatômico desejado. Usando técnicas de processamento digital de imagens, foi possível segmentar as imagens de forma automática e manual para obter apenas a região de interesse. Através da segmentação e do tratamento das imagens foi possível adquirir um biomodelo 3D personalizado do paciente, onde o cirurgião passa a ter uma melhor visibilidade da fratura, consegue estudar o caso antes da cirurgia e decidir qual o melhor método a ser abordado, trazendo mais confiança no procedimento e mais segurança para o paciente. O objetivo do trabalho foi realizar o processamento das imagens de exames de tomografia computadorizada das regiões do pé, ulna e tíbia, onde o biomodelo referente à fratura do 5° metatarso foi impresso, constituído por ABS branco. O modelo conseguiu representar o tamanho e o formato do osso, proporcionando uma peça palpável do órgão do paciente.

Palavras-chave: Impressão 3D, biomodelo, fraturas ósseas, planejamento cirúrgico, processamento de imagens.

VARELA, Laura de Almeida. **3D biomodel of bone fractures to assist surgical planning.** Conclusion Work Project, Biomedical Engineering Bachelor Degree, Federal University of Rio Grande do Norte, 67p., 2022.

ABSTRACT

3D printing has become a widespread technology, where it allows to print, layer by layer, any object modeled in three-dimensional dimensions through a design software. Its application brings several advantages, and can be used in the medical, automotive, engineering, and several other areas. In health, it has been expanding more and more to help processes and facilitate possible diagnoses and future surgeries, such as in the production of biomodels, where it is possible to replicate any part of the body you want. The proposed model was developed to assist the surgeon and help in the surgical planning of orthopedic fractures. In order to print the prototype, it was necessary to have access to medical images, such as a 2D CT scan, with numerous slices of the desired anatomical site. Using digital image processing techniques, it was possible to segment the images automatically and manually to obtain only the region of interest. Through the segmentation and processing of the images it was possible to acquire a personalized 3D model of the patient, where the surgeon has a better visibility of the fracture, can study the case before the surgery and decide which is the best method to be approached, bringing more confidence in the procedure and more safety to the patient. The objective of this work was to process images from CT scans of the foot, ulna, and tibia regions, where the biomodel referring to the 5th metatarsal fracture was printed, made of white ABS. The model was able to represent the size and shape of the bone, providing a palpable piece of the patient's organ.

Palavras-chave: 3D printing, biomodelling, bone fractures, surgical planning, image processing.

1. INTRODUÇÃO

O método que cria objetos tridimensionais através de *designs* produzidos por *softwares* especializados tem como denominação impressão 3D. Essa técnica vem sendo largamente utilizada na indústria, no campo da tecnologia, caráter experimental, protótipos, modelos complexos e produtos finais, onde o primeiro uso foi notado por Hull, sendo denominada de estereolitografia (GALVEZ *et al*., 2018). A manufatura aditiva foi desenvolvida na década de 1980 e vem ganhando popularidade nos últimos tempos pelo baixo custo de máquinas e pelo desenvolvimento de modelos tridimensionais. A tecnologia pode ser aplicada em diversas áreas da indústria, como automotiva, aeronáutica, alimentícia e joalheria (EJNISMAN *et al*., 2021).

A prototipagem rápida tem o objetivo de reproduzir modelos tridimensionais utilizando a técnica de deposição de material camada por camada, permitindo a criação de diversos tipos de formas geométricas (GIROTTO *et al*., 2021). Com os avanços tecnológicos na área médica, as aplicações da impressão 3D têm se tornado um grande potencial, fazendo parte da educação médica, planejamento cirúrgico e criação de próteses e implantes. A produção de objetos personalizados associado ao paciente e ao cirurgião, se tornou um diferencial nessa tecnologia, permitindo a réplica de órgãos e estruturas (GALVEZ *et al*., 2018).

Na área médica, possui aplicações em cardiologia, odontologia, cirurgia plástica reconstrutiva, entre outras. No campo da ortopedia está em expansão, auxiliando na compreensão de alterações ortopédicas e no planejamento cirúrgico (EJNISMAN *et al*., 2021). A busca pelo melhor diagnóstico e tratamento das alterações musculoesqueléticas vem se tornando um enorme desafio nessa área (GIROTTO *et al*., 2021).

Um biomodelo pode ser descrito como uma representação da anatomia de um paciente, através de uma peça física, proporcionando uma diminuição no tempo do procedimento, além de melhorar a precisão no momento da cirurgia. A produção por meio da impressão 3D está se tornando uma ferramenta complementar no planejamento de cirurgias (HÅKANSSON *et al*., 2011), podendo ser adquiridos através de tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética (RM). Têm sido usados para contribuir para o entendimento de falhas ósseas e deformidades (GIROTTO *et al*., 2021). O uso de modelos contribui para a preparação pré-operatória, na prática de técnicas cirúrgicas e na

sensação tátil da operação. Para uma melhor visualização e ensaio de procedimentos, a escala 1:1 se tornou a principal métrica para auxiliar cirurgiões (YAMAGUCHI e HSU, 2019)

A utilização na ortopedia, principalmente na identificação de fraturas, vem ganhando cada vez mais espaço. Uma fratura ocorre quando uma força aplicada excede a capacidade de carga máxima do osso. O tratamento escolhido para a recuperação vai depender do tipo da lesão, localização e risco da fratura (SNYDER *et al*., 2006). As fraturas por estresse são caracterizadas por serem incompletas e estáveis, sendo capazes de cicatrizar por remodelação óssea ao longo da fratura, obtendo mínima formação de calo na região. Quando há progressão, a fratura pode se tornar completa e gerar a separação do osso, necessitando de uma intervenção mais rígida (FAZZALARI, 2011).

O desenvolvimento de biomodelos deve iniciar a partir da aquisição de dados das imagens médicas. O processamento digital de imagens configura o reconhecimento e extração de informações contidas em uma imagem, a fim de melhorar a qualidade e, consequentemente, a visualização do objeto (DE ALBUQUERQUE e DE ALBUQUERQUE, 2000). Dessa forma, o desenvolvimento desse trabalho utiliza técnicas de processamento de imagens para realizar a segmentação das imagens evidenciando as regiões de interesse, com o objetivo de contornar as fraturas deixando o mais próximo da realidade para o desenvolvimento de um biomodelo 3D dessa região.

1.1.OBJETIVOS

1.1.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver um biomodelo 3D a partir de imagens com fraturas ósseas para auxiliar no planejamento cirúrgico utilizando técnicas de processamento digital de imagens.

1.1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Revisão bibliográfica de estudos que utilizaram biomodelos e verificar como foram produzidos e para qual finalidade foram feitos.
- Selecionar uma base de dados.
- Estudar a anatomia de fraturas ósseas, assim como as técnicas cirúrgicas utilizadas para tratamento e recuperação.
- Identificar nos exames de tomografia o local da fratura.

- Aprender a utilizar o *software 3D Slicer* para segmentar as imagens médicas e transformá-las em um biomodelo tridimensional.
- Aprender a manusear o *software Meshmixer* para dar acabamento nas imagens 3D.
- Estudar o programa/*software* que será feito a impressão 3D.
- Selecionar os tipos de materiais utilizados na impressão do biomodelo.
- Estudar as técnicas de processamento digital de imagens que serão utilizadas.
- Segmentar as imagens a fim de evidenciar as áreas de interesse.

1.2. ESTADO DA ARTE

Calvo-Haro *et al.* (2021) apresentaram um estudo com 623 usos da impressão 3D realizados no Departamento de Cirurgia Ortopédica e Traumatologia do Hospital Geral Universitário Gregorio Marañón (Madrid, Espanha), durante um período entre novembro de 2015 a março de 2020. No processo, foram utilizadas as tecnologias da FDM (Modelagem por Deposição Fundida) (84% utilizaram PLA (Ácido Polilático)) e da SLA (Estereolitografia). As áreas da ortopedia oncológica e traumatologia expressaram um grande resultado na utilização desta tecnologia, sendo 87,32% para biomodelos em 3D e 10,75% em guias de posicionamento cirúrgico, aplicados para planejamento cirúrgico, comunicação e pesquisa.

Yamaguchi e Hsu (2019) comentam sobre as aplicações da impressão 3D em planejamento pré-operatório em cirurgias do quadril, onde foram obtidas 16 tomografias computadorizadas de pacientes com impacto femoroacetabular. Os modelos 3D foram impressos e médicos, residentes e pacientes julgaram ter uma melhor compreensão sobre a deformidade das lesões. Mostraram que o uso de um modelo 3D no ensino de uma artroplastia total do quadril na displasia de desenvolvimento foi satisfatório. Dois grupos foram formados: os que utilizavam a técnica tradicional e os que possuíam o modelo. De acordo com o questionário feito, a utilização do modelo 3D melhorou o desempenho na aprendizagem. Em pacientes com fraturas complexas no planalto tibial, as cirurgias apresentaram menor tempo cirúrgico, perda sanguínea e uso de fluoroscopia. Trazem o caso de um paciente que apresentava ossificação multinível no ligamento, onde o biomodelo foi utilizado no pré-operatório para examinar a anatomia e idealizar o ângulo da osteotomia. Também, mostram que o modelo da região lombar com pseudoartrose foi usado para o

planejamento cirúrgico, referência intraoperatória e aconselhamento de uma paciente, tornando o procedimento seguro e viável.

Lu *et al.* (2009) utilizaram o modelo 3D de uma vértebra lombar para treinar a implantação de parafusos pediculares no pedículo e fornecer uma fixação rígida na coluna. Além do biomodelo, foi produzido um molde de broca que se encaixava na superfície vertebral. Para este procedimento, se torna necessário um posicionamento e visualização adequados dos parafusos para que não ocorra lesão nas raízes nervosas próximas à região.

Ferràs-Tarragó *et al.* (2020) fizeram uma análise de simetria femoral intrapessoal através de 30 modelos tridimensionais para permitir um planejamento cirúrgico pelo lado contralateral e mostrar os erros que podem ser acometidos. A população incluída no estudo não possuía patologia nesta região. Foi avaliado a diferença do ângulo cérvico-diafisário, rotação e torção femoral, onde ambos os biomodelos dos fêmures foram renderizados. O lado esquerdo foi espelhado e colocado no mesmo eixo e comparado com o lado real, utilizando o método Hausdorff-Besicovitch para avaliar a assimetria. Concluíram que a assimetria geral de um mesmo paciente varia entre 1 a 8 mm, obtendo uma margem de erro da angulação entre 1 e 5°.

Galvez *et al.* (2018) criaram biomodelos de sete pacientes com diferentes tipos de patologias baseado em imagens de TC, os modelos foram validados pelos radiologistas e equipes médicas. No primeiro paciente, foi feito uma cirurgia cervical para contornar uma subluxação presente na C1-C2, com o modelo foi possível a estabilização da região com menores danos. No segundo, realizaram uma cirurgia de cranioplastia com remodelação craniana com autoenxerto e remodelação da barra fronto-orbital, o modelo ajudou na visualização e planejamento cirúrgico, reduzindo o sangramento, risco de infecção e tempo da cirurgia. Na terceira, ocorreu uma artroplastia total do quadril direito, o biomodelo auxiliou no entendimento do estoque ósseo, melhor localização do componente acetabular e sua morfologia. Na quarta paciente, com escoliose, tiveram que realizar uma durotomia na L3-L4, onde a cirurgia foi facilitada pelo biomodelo na compressão da anatomia e orientação, escolha de tamanho e implante a ser fixado no osso, além de diminuir o nível de irradiação produzido pelas radiografias que seriam necessárias. Na quinta, a paciente apresentava malformação de pé esquerdo e dedos em garra e foi possível ter uma maior precisão da ressecção óssea e calcular a pressão na área da carga. O sexto paciente precisava

de reconstrução no ligamento cruzado anterior e reparo do menisco medial. O biomodelo permitiu a visualização da cirurgia anterior e a colocação correta dos novos túneis. Por fim, a sétima paciente necessitava de uma osteotomia de tornozelo e calcâneo, o modelo ajudou a definir, com precisão, a localização da malformação, determinando a melhor vista para a abordagem e o melhor procedimento a ser seguido.

Parr *et al.* (2020) apresentaram o caso de um homem que necessitava de uma vertebrectomia e ressecção de cordoma na C3-C5. Foram feitos a reconstrução da coluna e um implante de titânio personalizado em impressão 3D. Esse tipo de cirurgia requer alguns cuidados devido a complexidade da anatomia, como a proximidade com vasos, artérias, medula espinhal e raízes nervosas. O pré-operatório foi de suma importância para o sucesso da cirurgia. O pós-operatório apresentou boas condições nos 17 meses de acompanhamento e o paciente continuou seu tratamento com terapia de feixes de prótons.

Girotto *et al*. (2021) demonstraram dois casos onde biomodelos foram utilizados no ambulatório de ortopedia e traumatologia com o intuito de formação para serviço de residência médica e entendimento de técnicas cirúrgicas. Primeiramente, exames de TC foram capturados para processamento nos *softwares* utilizados e o biomodelo foi impresso com filamento de ácido polilático (PLA). Os casos apresentados foram de pacientes que possuíam artroplastia do quadril. O primeiro ocorreu em uma paciente de 77 anos com histórico de artroplastia à direita e falha acetabular, necessitando de enxerto ósseo. O segundo, com histórico de artroplastia à esquerda, obtinha prótese total do quadril não cimentada e o componente acetabular solto com rupturas, onde foram adicionados um novo acetábulo de metal e enxerto. Ambas as situações tiveram um tempo cirúrgico reduzido, além de pouco sangramento durante o procedimento.

Ejnisman *et al*. (2021) mostram o desenvolvimento de um biomodelo 3D para uma artroplastia total do joelho. Uma paciente apresentava baixa estatura (1,38m) e uma osteoartrose avançada no joelho. O modelo foi produzido e impresso para a realização da cirurgia, facilitando a escolha de um implante adequado à paciente e permitindo um planejamento cirúrgico intraoperatório mais eficiente.

1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está estruturado em sete capítulos. Na seção 1 possui a introdução, objetivos gerais e específicos. A seção 2 abrange conceitos da anatomia e fraturas ósseas, assim como seus métodos de tratamento e correção cirúrgica. A seção 3 descreve o conceito da impressão 3D e sua aplicação, tanto na área médica quanto em áreas não relacionadas. A seção 4 expõe as técnicas de processamento digital de imagens utilizadas nesse trabalho. A seção 5 detalha o desenvolvimento do biomodelo 3D e os procedimentos realizados. A seção 6 apresenta os resultados obtidos e a discussão sobre o tema abordado. A seção 7 aborda as considerações finais e propõe alguns trabalhos futuros.

2. FRATURAS ÓSSEAS

A ortopedia pode ser caracterizada como a especialidade da medicina que estuda a preservação e reestruturação do sistema esquelético (TORTORA, 2000). A palavra ortopedia (*orthopedics*) surgiu da junção de duas palavras gregas: "*orthos*", significa "reto e livre de deformações", e "paidios", significa "criança", formando o termo "criança ereta", indicando preocupação de lesões no desenvolvimento do indivíduo. Há registros antigos que sugerem a prática ortopédica no antigo Egito, nas civilizações gregas e romanas, na idade média até chegar aos dias atuais (SWARUP, 2016).

Um possível impacto pode ser captado externamente e internamente no corpo, absorvendo energia e proporcionando, dependendo do caso, uma lesão, podendo acarretar em cirurgia (GOULD, 1993). A cirurgia ortopédica tem avançado rapidamente com pesquisas em diversas áreas sendo considerado um procedimento bastante traumático, ocasionando dores intensas, risco de tromboembolismo e atenuação das funções dos órgãos e cognitivas (SWARUP, 2016; IMBELLONI, 2014). A cicatrização óssea pode levar alguns meses, isso, também, se deve ao fato do suprimento sanguíneo ser interrompido durante uma fratura (TORTORA, 2017).

Uma fratura pode ser caracterizada como qualquer rachadura num osso (Figura 1), podendo ser completa, parcial ou incompleta, fechada ou simples (não rompe a pele) e aberta ou composta (atravessa a pele) (TORTORA, 2000). As causas podem ser tanto por traumas quanto pela atenuação da resistência óssea. Existem diversos tipos e formas de lesões que geram deformações funcionais ou estruturais no organismo dando ao corpo alguma incapacidade, focando em três pilares: cognitiva, motora e dor (LIANZA, 2007). Isso vai depender de alguns fatores, como a velocidade da lesão, a posição do membro fraturado, a duração do impacto e a posição de equipamentos de proteção (GOULD, 1993).

Figura 1. a) Fratura na tíbia e fíbula e b) Fratura no segundo metatarso.

a) b)

Fonte: (Gould, 1993, p.132) e (Aihara, 2003).

As fraturas, geralmente, lesionam os tecidos moles de maneira extra ou intra-articular (DUTTON, 2010), as que afetam e rompem as articulações e suas superfícies requerem uma atenção especial. Enquanto uma lesão óssea leva a um encurtamento ou deformidade do membro fraturado, uma lesão nos tecidos moles, como tendões, ligamentos, músculos, pele, vasos e cartilagens são mais sutil, não sendo perceptíveis nas fases iniciais do manuseio do paciente (GOULD, 1993).

Dentre as diversas ocorrências de rupturas, existe a osteoporose, uma alteração que causa a diminuição da massa óssea e degeneração da microarquitetura do osso. Há uma alta taxa de mortalidade referente a esta doença, onde as causas incluem fatores ambientais e genéticos, sendo o envelhecimento o principal fator (LIANZA, 2007). Com o crescimento de idosos no mundo, foi observado que as lesões mais comuns entre eles, sendo a causa mais recorrente de morte, tem sido a fratura do fêmur (IMBELLONI, 2014).

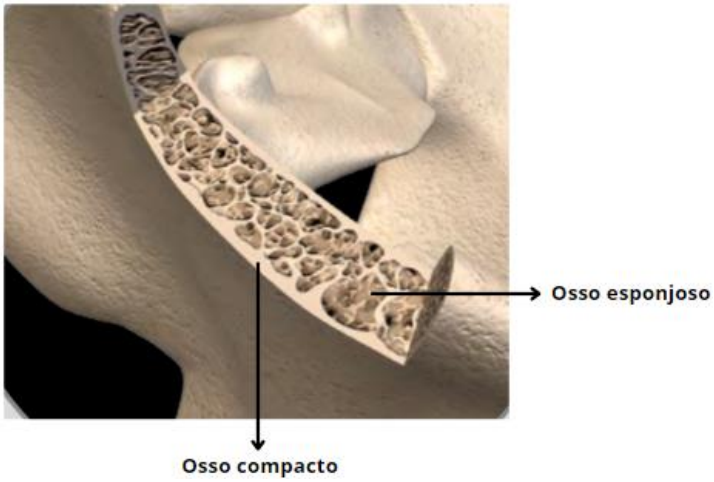
2.1 ANATOMIA DOS OSSOS

O sistema esquelético, formado pelos ossos, tecido conjuntivo e cartilagem, tem o papel de permitir a mobilidade, proteger os órgãos internos, sustentar o corpo e armazenar energia e minerais. Assim como os ossos, têm a função de sustentar os tecidos moles e proporcionar regiões de adesão para os músculos, preservar os órgãos, auxiliar no movimento, armazenar minerais, triglicerídeos e produzir células do sangue (TORTORA, 2000; 2017).

O esqueleto adulto humano possui 206 ossos divididos em axial e apendicular. O esqueleto axial contempla 80 ossos, onde fazem parte os ossos do crânio, das costelas, das vértebras, dos ossículos auditivos, do esterno e hióide. No esqueleto apendicular contém 126 ossos, sendo os ossos dos membros inferiores, superiores, os do quadril, clavícula e escápula (TORTORA, 2000).

O osso, um tecido conectivo, consiste em osso esponjoso (trabecular) e compacto (cortical) (Figura 2). Apresenta três principais funções: mecânica, que permite a inserção dos músculos, proteção, abarca alguns órgãos e a medula espinhal, e metabólica, responsável pelo estoque de cálcio e fósforo (LIANZA, 2007).

Figura 2. Ilustração da diferença entre o osso compacto e osso esponjoso.



Fonte: Adaptado de Mazzonetto, 2012.

Os ossos passam por um processo de calcificação, onde há o seu enrijecimento. A estrututra não se apresenta totalmente maciça, possui alguns espaços que permitem a passagem de vasos sanguíneos para fornecer nutrientes às células ósseas. Por ser um tecido vivo e por estar em mudança contínua, há o seu remodelamento, caracterizada pela transformação do osso antigo por um novo, tanto na fase de crescimento quanto na fase adulta, não contendo alteração de formato nem tamanho (TORTORA, 2000).

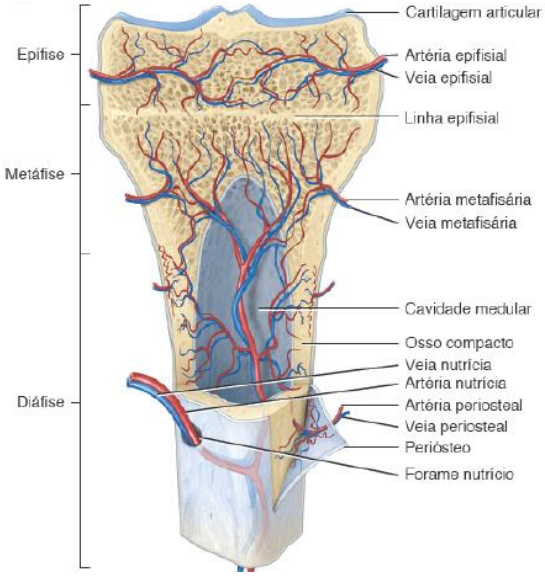
O tecido ósseo compacto (denso) está presente na parte externa e conta com poucos espaços, sendo responsável pela resistência, suporte e proteção, tem a presença de nervos, vasos sanguíneos e vasos linfáticos, consistindo no tipo de osso mais resistente. Enquanto o tecido ósseo esponjoso (trabecular), composto por finas lâminas de osso, chamadas trabéculas, por onde passam os vasos, possui mais leveza e está presente na maior parte dos ossos planos, irregulares e curtos (TORTORA, 2000; 2017).

Há quatro maneiras de classificar os ossos em relação ao seu formato, sendo eles: curto, longo, irregular e plano. Os curtos têm largura e comprimento parecidos, são esponjosos internamente e possuem uma fina camada compacta externamente, como os ossos do tarso e do carpo. Os longos têm como característica a largura ser menor que o comprimento, possui um segmento principal, chamado de corpo ou haste, e as extremidades, como os ossos dos braços, antebraços, dedos das mãos, pernas, coxa e dedos dos pés. Os planos normalmente são finos e dispõem de camadas de osso compacto que reveste o osso esponjoso, como as costelas, escápulas, crânio e esterno. Por fim, os irregulares variam no

formato e na proporção de osso compacto e esponjoso, como os ossos faciais e as vértebras (TORTORA, 2000).

A estruturação de um osso longo pode ser dividido em sete partes (Figura 3): diáfise (a parte principal, o corpo), epífise (extremidade proximal e distal), metáfises (a porção que liga a diáfise e epífise), cartilagem epifisial (cobre a epífise para reduzir o atrito nas articulações), periósteo (revestimento de tecido conjuntivo presente na superfície que auxilia o crescimento (diâmetro) do osso, nutrição do tecido e reparo de fraturas), cavidade medular (lacuna encontrada na diáfise) e endósteo (fina camada de membrana que envolve a cavidade medular) (TORTORA, 2017).

Figura 3. Partes de um osso longo.



Fonte: Tortora, 2016, p.274.

As células presentes nos ossos, osteoclastos, osteoblastos, osteócitos e células de revestimento, são responsáveis pela configuração do osso, crescimento, restauração de fraturas e recomposição de microfraturas (LIANZA, 2007). Existem quatro tipos principais: osteoclastos, osteoblastos, osteócitos e osteogênicas. Os osteoclastos são células grandes, responsáveis pelo reparo, manutenção e crescimento ósseo, os osteoblastos têm a função de formar o tecido ósseo, os osteócitos são células maduras que preservam o metabolismo e as osteogênicas são as células-tronco, onde passam pela divisão celular e atuam no revestimento (TORTORA, 2017).

2.2 FISIOTERAPIA EM FRATURAS ÓSSEAS

Geralmente em uma lesão óssea, o membro precisa ser imobilizado para um melhor tratamento ortopédico ou cirúrgico, podendo acarretar em situações de invalidez, como atrofia muscular e alterações metabólicas e vasculares (LIANZA, 2007). A fisioterapia tem grande importância na precaução de complicações de fraturas, independente do tratamento ser de forma conservadora ou cirúrgica (LUSTOSA, 2009).

A medicina de reabilitação vem crescendo diariamente e preza pela volta do indivíduo ao convívio com a sociedade, fazendo com que ele retorne às atividades com mais segurança e rapidez, através de meios cinesiológicos, clínicos, farmacológicos, dentre outros (DUTTON, 2010; LIANZA, 2007). O médico reabilitador ou fisiatra deve ter domínio da estrutura e funcionamento corporal, história de doenças incapacitantes, consequências fisiológicas e bioquímicas dos órgãos, tecidos e todo o sistema do corpo humano, compreensão de exames, dentre outros (LIANZA, 2007).

Os programas de reabilitação devem ser feitos após a cirurgia, levando em consideração as barreiras funcionais e perdas físicas do paciente (DUTTON, 2010). Na examinação visual ou palpatória, o osso pode ser de difícil acesso pelos tecidos o revestirem com algumas camadas, mas pode ser observado pela presença de protuberâncias no membro, geralmente comparando com o lado contralateral (DUFOUR *et al*., 1989).

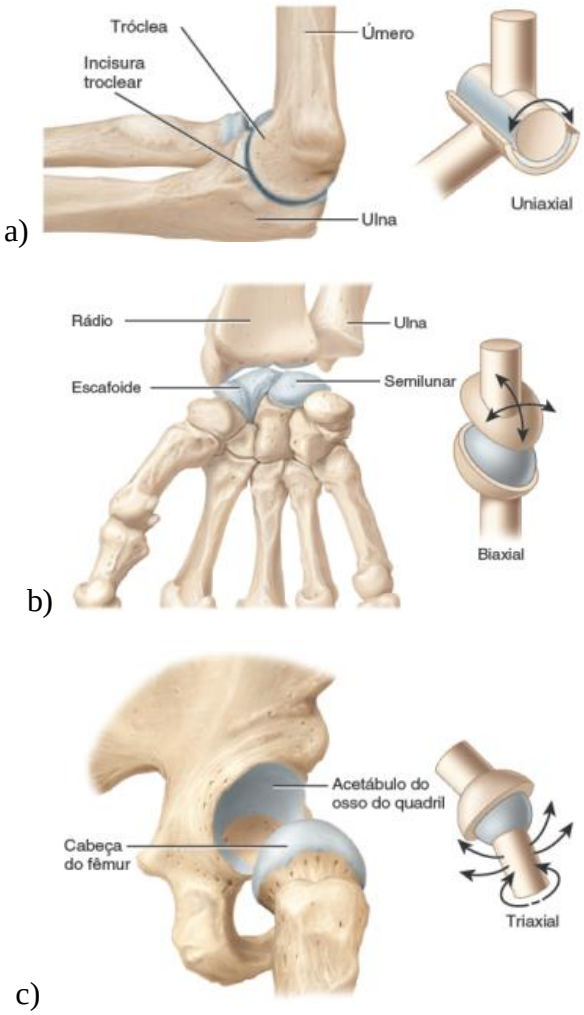
No processo da fisioterapia são compreendidas algumas fases: movimentos ativos, de elevação e rotação passivas, conquista de amplitude e fortalecimento muscular (TENOR, 2010). Logo após a cirurgia, há a necessidade de um estímulo na mobilização do membro, dependendo da situação (RUSCHEL, 2007). Em alguns casos são usadas órteses e próteses para o auxílio da reabilitação, enquanto as órteses ajudam no alcance à funcionalidade, as próteses substituem um membro completamente ou parcialmente (PINHEIRO, 2009).

Um osso fraturado depende de alguns fatores para ser reparado, como a presença de vitaminas (A, C e D), minerais (principalmente fósforo, cálcio e magnésio), hormônios (em especial os de tireoide, crescimento, insulina, crescimento, calcitonina, paratireoide e sexuais) e atividade física (TORTORA, 2000).

A ação muscular sobre o osso e a interferência dos tecidos moles prejudicam a recuperação da fratura e comprometem as articulações (TENOR, 2010). São três as

classificações para as articulações: sinartroses (não oferece mobilidade), anfiartroses (tem pouca motricidade, são semi-móveis) e diartroses (possui total liberdade de movimentação). Esta última ainda pode ser classificada pelos graus de liberdade, que representa os três planos, x, y e z. As articulações com um grau de liberdade possuem amplitude em apenas um eixo (uniaxial) (Figura 4 (a)), com dois graus tem amplitude de dois eixos (biaxial) (Figura 4 (b)), e com três graus tem a possibilidade de se mover pelos três eixos (triaxial) (Figura 4 (c)) (DUFOUR *et al*., 1989).

Figura 4. a) Articulação uniaxial entre a tróclea do úmero e a incisura da ulna no cotovelo, b) Articulação biaxial entre o rádio e os ossosescafoide e semilunar do carpo (punho) e c) Articulação triaxial entre a cabeça do fêmur e o acetábulo do osso do quadril.



Fonte: Tortora, 2016, p.393.

2.3 MÉTODOS DE TRATAMENTO

O intuito do tratamento corresponde à união da fratura e reconquista da posição anatômica o mais compatível possível, recuperando as funções articulares das extremidades (RAMACHANDRAN, 2013). Alguns fatores como o nível da fratura, saúde do indivíduo, idade e tratamento escolhido, vão influenciar na restauração do osso (TORTORA, 2000). A recuperação de uma fratura por estresse, geralmente fraturas incompletas, se dá pela remodelação óssea, onde partes ósseas são absorvidas e se inicia a reparação da estrutura anatômica (FAZZALARI, 2011).

A manipulação de fraturas pode ser operatória (cirúrgica) ou não operatória (conservadora). A não operatória são para casos onde a fratura seja deslocada ou angulada, sendo posta uma tração no eixo longitudinal do membro, revertendo o meio da lesão, necessitando uma imobilização com gesso. Caso contrário, as indicações para o procedimento cirúrgico são para situações de fraturas instáveis, intra-articulares deslocadas, expostas instáveis, patológicas iminentes ou em locais inviáveis para a anatomia do paciente (RAMACHANDRAN, 2013).

O tratamento conservador não necessita de cirurgia, sendo recomendado para pacientes que não tem capacidade de marcha, se encontram acamados ou possuem algumas contra-indicação para cirurgias que apresentem fraturas sem desvio ou incompletas (LUSTOSA, 2009), além de pequenos traumas, que apresentem fragmentos com até 1 cm ou 45°, pouco desvio (TENOR, 2010).

O tratamento cirúrgico compreende a utilização de placas, hastes e parafusos (DE PAULA, 2020). De acordo com Parker, citado por Lustosa (2009), foi realizada uma revisão comparando os tratamentos cirúrgico e conservador, mostrando que a cirurgia trouxe menores riscos de falhas na estabilização de fraturas e um tempo reduzido no hospital. Porém, Ramachandran (2013) abrange algumas contra-indicações, como infecção local ou sistêmica, cicatrizes e queimaduras de cirurgias anteriores, tecidos moles que podem comprometer o procedimento ou para casos que seja necessária amputação.

2.4 CORREÇÃO CIRÚRGICA

A osteossíntese, de acordo com Robert Danis, tem o objetivo de recompor e consolidar fraturas ósseas através de implantes de fixação rígida, melhorar a fusão de

fraturas, reduzir a ocorrência de infecções e novas fraturas e diminuir o suplemento de enxerto ósseo (MICLAU, 1997). Tenor (2010), comenta que as técnicas cirúrgicas mais aplicadas para o reparo de fraturas no úmero proximal (Figura 5) se tornou a osteossíntese, pois há a utilização de placas, parafusos e hastes que vão dar qualidade e estabilidade ao osso.

Figura 5. Radiografia de um pós-operatório que utilizou um parafuso para reparo de fraturas no úmero proximal.

Fonte: TENOR, 2010.

Em 1963, foi divulgada a primeira placa de autocompressão, feita de chapa metálica, e em 1969 surgiu a Placa de Compressão Dinâmica (DCP), que utilizava parafuso excêntrico para fornecer compressão axial. Depois, veio a Placa de Compressão Limitada por Contato Dinâmico (LC-DCP) feita de titânio, trazendo menores índices de infecção e baixa incidência de problemas alérgicos, além de preservar o abastecimento sanguíneo do osso. O Fixador de Ponto de Contato (PC-Fix), que apresenta parafusos unicorticais, apareceu com o intuito de danificar menos a nutrição do sangue. Com isso, técnicas foram surgindo a fim de melhorar cada vez mais a estabilidade das fraturas (MICLAU, 1997).

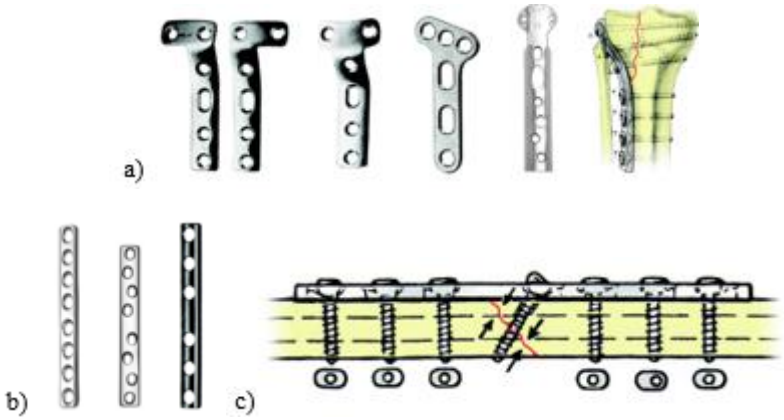
A melhor técnica para o reparo de uma fratura, método de fixação, vai depender do grau de mobilidade do paciente, idade, estado mental e da existência de alguma doença que interfira no processo. Cada caso terá sua complexidade e dificuldade, podendo ser indicado a fixação de materiais de síntese (placas, pinos ou parafusos), artroplastia parcial ou total e hemiartroplastia (LUSTOSA, 2009).

No procedimento para fraturas, geralmente são usados placas e parafusos, onde irão fornecer potência e estabilidade, fazendo com que as forças no membro sejam neutralizadas. Existem diversos tipos de placas e parafusos, cada um terá um formato e uma funcionalidade distinta, dependendo do tamanho do osso e da região anatômica (RAMACHANDRAN,

2013). Os ossos admitem uma boa fixação, mas cada cenário deve ser analisado e verificar a porosidade óssea do paciente, pois isso pode prejudicar a inserção dos materiais (TENOR, 2010). Placas com uma maior circulação auxilia na diminuição da porose (desenvolvimento de calos), podendo interferir na remodelação óssea e no implante de placas (MICLAU, 1997).

As placas de suporte (Figura 6 (a)) são utilizadas em fraturas na metáfise e epífise, onde irão neutralizar a compressão e as forças de cisalhamento do osso. As placas de compressão (Figura 6 (b)) são usadas em ossos longos, como o rádio, ulna e fíbula, sua função compreende a neutralização das forças de flexão, torção e cisalhamento, gerando pressão na fratura pelos orifícios existentes na placa. As placas de neutralização (Figura 6 (c)) são utilizadas em conjunto a parafusos interfragmentários, fornecendo compressão. Normalmente são inseridas no úmero, ulna, rádio e fíbula, vão neutralizar forças de flexão, torção, cisalhamento e aumentar a estabilidade. As placas de ponte são usadas em fraturas multifragmentadas na metáfise e diáfise, usando técnicas de redução indireta para não violar ligações dos tecidos moles decorrente aos fragmentos. A placa de banda de tensão vai gerar estabilidade através da conversão das forças de tensão em compressão, como em fraturas oblíquas no olécrano (RAMACHANDRAN, 2013).

Figura 6. Exemplos de placas para cirurgia ortopédica. a) Placas de suporte, b) Placas de compressão e c) Placa de neutralização.



Fonte: (Ruedi e Murphy, 2002); (Muller et al., 1993) e (**Hexagon, 2020).**

As placas e parafusos de travamento agem como fixadores internos e não exigem que seja feito o contorno no osso. Os parafusos (Figura 7) são fixados na placa, sem perigo de se mover, provocando maior estabilidade axial e angular, tornando a técnica menos invasiva e

evitando a necrose óssea. São indicados para fraturas cominutivas (estilhaçadas), osteoporóticas e de segmentos curtos e na metáfise (RAMACHANDRAN, 2013).

Figura 7. Exemplos de parafusos utilizados na cirurgia ortopédica.

Fonte: Hexagon, 2020.

As hastes intramedulares (Figura 8) tem o objetivo de dar segurança ao osso para permanecer em alinhamento e limitar sua rotação, através de compressão. Operam semelhante a uma tala interna, podendo ser travada ou destravada, flexível ou rígida e alargada ou não alargada, ampliando as taxas de união semelhante a um enxerto ósseo. São utilizadas em fraturas diafisárias tibiais, femorais e umerais (RAMACHANDRAN, 2013).

Figura 8. Exemplos de hastes intramedulares.

Fonte: Hexagon, 2020.

Os fios de Kirchner (fios K) são utilizados para auxiliar na fixação de placas e parafusos, envolvendo-os em torno das articulações, podem ser acoplados tanto em incisões quanto percutâneo (RAMACHANDRAN, 2013).

Os fixadores externos ficam distantes do local da fratura, mas não terão contato com tecidos moles, permitindo sua examinação. Irão conservar o alinhamento, comprimento e rotação do osso, além de dar estabilidade. Os casos indicados para essa técnica são fraturas pélvicas, intensas cominutivas, instáveis, com defeito ósseo, expostas com rompimento de

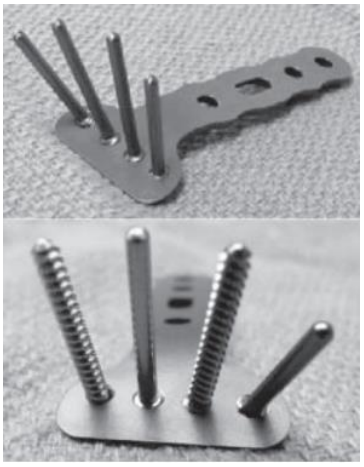
tecidos moles e intervenção para alongamento de membro e transporte ósseo. Mesmo permitindo adaptação no pós-operatório, pode provocar infecções, interferência na movimentação e desalinhamento da estrutura (RAMACHANDRAN, 2013).

Está sendo cada vez mais aplicada a técnica da osteossíntese percutânea com Placa Minimamente Invasiva (MIPPO), que preza por pequenas incisões via percutânea e utiliza placas anatômicas pré-moldadas. Apesar de reduzir a taxa de infecção, agilizar a cicatrização, diminuir a necessidade de enxerto ósseo, gerar menos dor e possibilitar um pós-operatório mais rápido, há maiores exposições de radiação, retardo de solidificação em fraturas simples e por diáfise (RAMACHANDRAN, 2013).

De Paula (2020), cita a utilização de parafusos do tipo DHS (*Dynamic Hip Screw*) e hastes intramedulares ou placas de lâmina para recuperação de fraturas subtrocanterianas do fêmur. Para este procedimento, nos métodos tradicionais, se torna necessário uma incisão entre 15-20 cm e um guia justa ósseo para alcançar um ângulo de 95 graus e auxiliar na colocação do material de síntese.

Ruschel (2007) avalia a adaptação pós-cirúrgica de pacientes com fraturas na extremidade distal do rádio com deslocamento dorsal. Este procedimento conta com a inserção de pinos em uma placa de ângulo fixo DVR (*Distal Volar Radius*) (Figura 9), permitindo a estabilização angular e axial do membro. Após a incisão são tomados cuidados em afastar tendões e músculos para inserção da placa e dos pinos, cada um com uma angulação diferente de acordo com a anatomia do paciente (Figura 10).

Figura 9. Placa do tipo DVR (*Distal Volar Radius*) usada na estabilização volar de fratura distal do rádio.



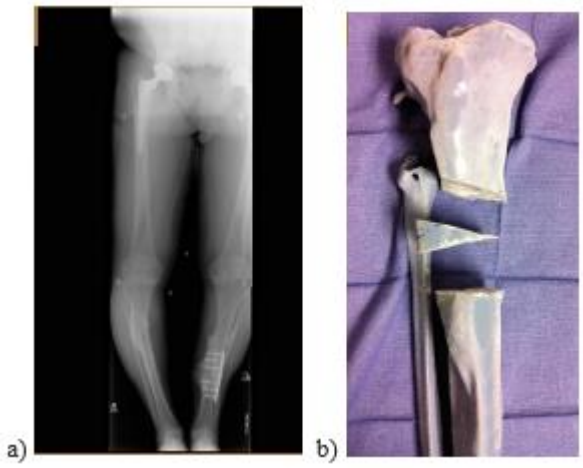
Fonte: Ruschel, 2007.

Figura 10. Radiografias de um pós-operatório de 12 semanas de uma placa de ângulo fixo na extremidade do rádio.

Fonte: Ruschel, 2007.

Schwartz (2015) mostra casos em que foram feitas impressões 3D para um planejamento pré-operatório de alterações patológicas. Em um exemplo descrito, um paciente de sexo masculino, 57 anos, foi tratado de uma fratura exposta tibial a um período de 30 anos. As radiografias apresentaram doença de articulação degenerativa e deformação do eixo da tíbia, ao passo que a fratura foi tratada sem cirurgia. Para correção, foi utilizada uma placa lateral, a fim de corrigir a deformidade. Imagens de tomografia computadorizada foram realizadas para criar um biomodelo do paciente e ter sucesso na cirurgia (Figura 11).

Figura 11. a) Radiografia do paciente mostrando a deformidade e b) Planejamento antes da cirurgia do ângulo de implantação da placa.



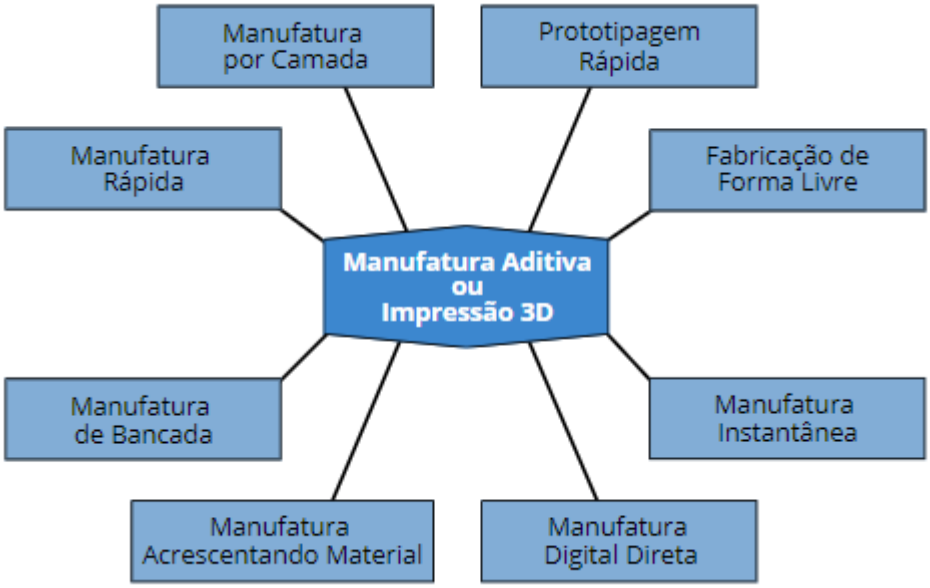
Fonte: Schwartz, 2015.

3. IMPRESSÃO 3D

A impressão 3D, antigamente chamada de impressão 3D2, foi inventada por Charles Hull em 1980. Era descrita como estereolitografia e produzia várias camadas, uma sobre a outra, de material para originar uma peça tridimensional. Esse arquivo permitia definir algumas especificações, como qual objeto será impresso, sua cor, espessura da camada e textura (SCHUBERT, 2014).

Também chamada de manufatura aditiva (AM - A*dditive Manufacturing*), tem apresentado inúmeras nomenclaturas (Figura 12). Pode ser determinada como uma técnica de produção mediante a adição de material de forma sucessiva e de camadas, permitindo o desenvolvimento de diversos formatos de peças através de vários tipos de materiais (VOLPATO, 2017).

Figura 12. Nomenclaturas utilizadas para a manufatura aditiva.



Fonte: Adaptado de Volpato, 2017.

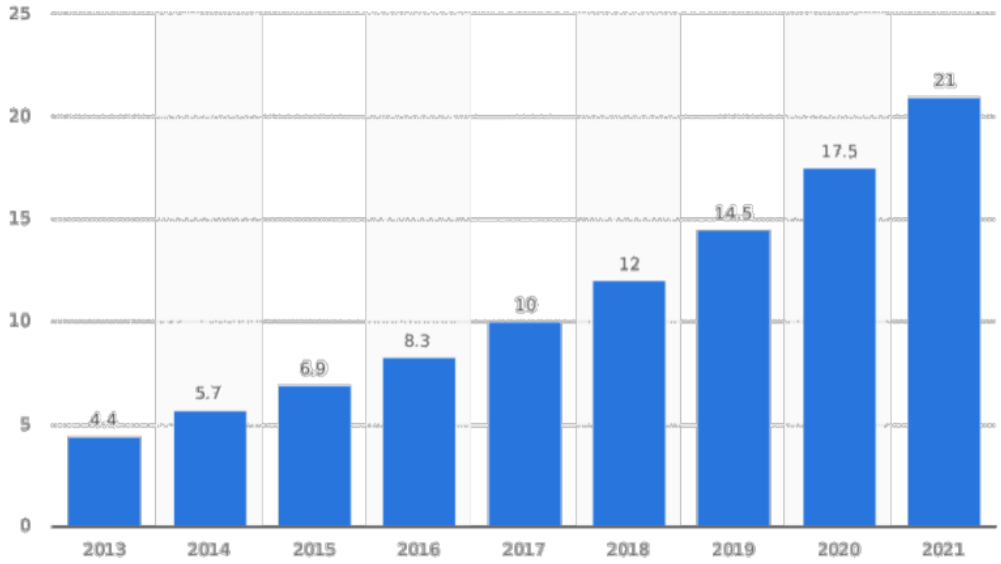
O processo da impressão consiste na criação de modelos 3D digital (RIBEIRO, 2021) com representação geométrica computacional, geralmente por um sistema CAD (*Computer-Aided Design*) (VOLPATO, 2017). Na etapa seguinte, esses dados são transformados nos arquivos STL (*Standard Triangulation Language*) para converter em um corpo sólido (HERNÁNDEZ-VÁZQUEZ *et al*. 2020).

3.1. APLICAÇÕES DA IMPRESSÃO 3D

Nunes (2013), cita um dos primeiros testes em impressão 3D feito por Karin Sander no ano de 1997. A artista desenvolveu uma técnica onde usava o método de fotografia tridimensional para o corpo ser digitalizado por um *scanner* a laser. Os arquivos eram encaminhados para uma impressora que reproduzia peças de corpo inteiro, em miniatura, de plástico ou gesso. Inicialmente, apenas seu corpo tinha sido impresso, mas depois de alguns anos convidou várias pessoas para fazer parte do projeto, criando uma mini população.

A impressão 3D está cada vez mais difundida, sua utilização pode ser observada em diversas áreas, estando presente no setor da indústria automobilística, engenharia civil, joalheria, artes, produtos elétricos e eletrônicos (VOLPATO, 2017). Miraldo (2019) mostra que esse tipo de manufatura vem crescendo exponencialmente e que até 2021 se estimava uma cota de 21 bilhões nesta tecnologia (Gráfico 1).

Gráfico 1. Gráfico do crescimento da tecnologia da impressão 3D em âmbito mundial.



Fonte: Miraldo, 2019.

O custo para produção de itens 3D vem ficando mais viável, tanto em larga escala quanto em fabricações menores. A NASA, por exemplo, conseguiu aplicar em um dos seus foguetes, diminuiu o custo em um terço e o tempo em dois terços com a impressão de um injetor de combustível (SCHUBERT, 2014).

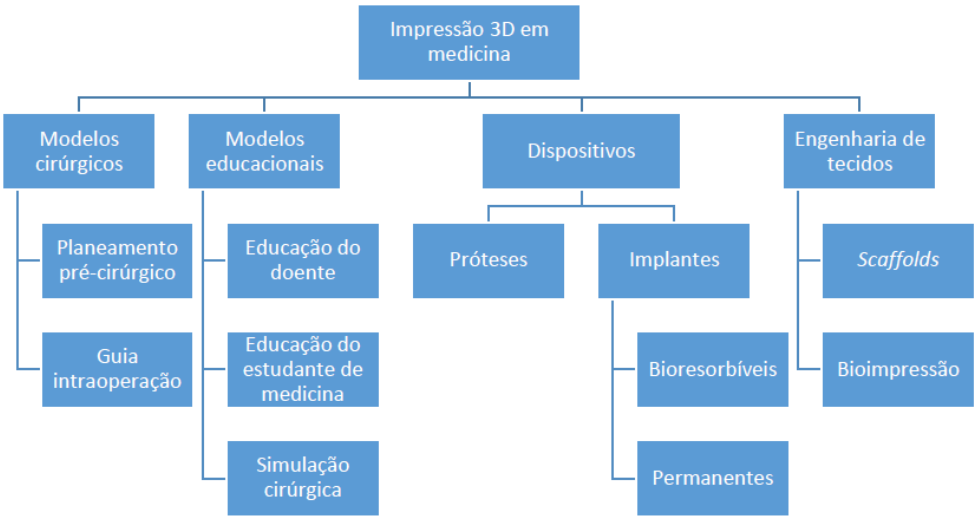
Também, pode ser usada na criação de próteses, órteses e até em órgãos que possam ser reparados ou substituídos. Schubert (2014) cita que há algumas publicações que contêm a produção de exoesqueletos, próteses dentárias, traquéias, orelhas e córneas.

Algumas vantagens podem ser descritas sobre a impressão 3D, como: liberdade geométrica para criação de peças, pouquíssimo desperdício de material, os objetos são fixados na própria plataforma, obtém um mesmo processo de desenvolvimento e requer apenas um equipamento. Porém, apresentam algumas limitações, como: restrição de alguns materiais que apresentam propriedades diferentes, não proporciona o melhor acabamento superficial, pode haver falhas em alguma etapa do processo e possui fabricação lenta se utilizada em alta escala (VOLPATO, 2017).

3.2. USO DA IMPRESSÃO 3D NA ÁREA MÉDICA

A aplicabilidade da impressão 3D tem um potencial enorme em vários setores da saúde, trazendo benefícios e sendo aprofundados de maneira sólida em cada um deles (RIBEIRO, 2021). Na Figura 13, estão presentes algumas aplicações onde essa tecnologia pode ser utilizada.

Figura 13. Fluxograma de algumas prováveis utilidades da impressão 3D na medicina.



Fonte: Ribeiro, 2021.

Na área médica, a neurocirurgia e cirurgia maxilofacial foram as precursoras na utilização da impressão 3D na remodelação óssea (MIRALDO, 2019). Essa tecnologia pode ser usada de maneira didática para aprendizagem de estudantes de medicina, como também

para pacientes, permitindo uma melhor visualização e compreensão do modelo anatômico, da peça e do modelo (MATOZINHOS, 2017).

Na cardiologia, tem gerado grandes resultados positivos, podendo ser aplicada em casos como defeito no septo ventricular e atrial, retorno venoso pulmonar, doença estrutural do coração, doença arterial coronária, congênita, dentre outras. Desse modo, permite a criação de modelos do próprio paciente a fim de ajudar no planejamento de cirurgias e hipóteses de doenças, assim como no pós-cirúrgico para firmar o melhor método de tratamento (RIBEIRO, 2021).

Na ortopedia, vem se intensificando e construindo modelos próprios, tanto do paciente quanto de próteses, órteses, instrumentação, cartilagem e construção de *scaffolds* do osso (RIBEIRO, 2021). Nesta área, a impressão 3D vem avançando progressivamente, mas requer alguns requisitos que outras áreas não demandam, pois apresenta peças maiores e mais complexas, sendo necessário mais material, elevando os custos da produção (MIRALDO, 2019).

Dentre as várias utilidades, está presente na idealização de instrumentos personalizados com materiais recicláveis e que não sejam de metal. Esta abordagem vem ampliando seus estudos e atuações. Miraldo (2019) apresentou um guia personalizado (Figura 14) usado para osteotomia tumoral, que pode ser desenhado exclusivamente para cada pessoa e visa auxiliar no planejamento da cirurgia.

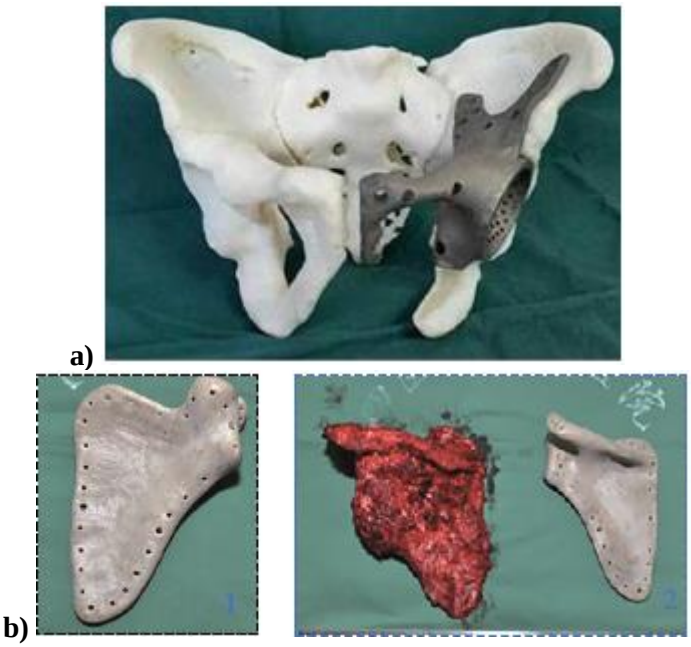
Figura 14. Ilustração personalizada do guia para osteotomia e sua impressão.

Fonte: Miraldo, 2019.

O uso de próteses e implantes metálicos feitos em 3D (Figura 15) se tornou uma aplicação preciosa na ortopedia, se adaptando a anatomia do indivíduo e tendo propriedades como a porosidade, que proporcionará maior osteointegração. As órteses também ganharam

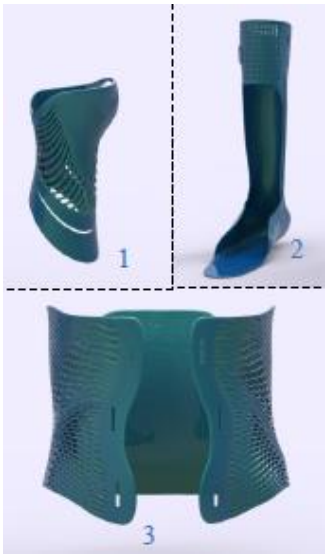
nova roupagem (Figura 16), ficando mais leves e trazendo conforto ao paciente pela adaptação a sua própria fisionomia, além de assegurar a adesão terapêutica (MIRALDO, 2019).

Figura 15. a) Prótese personalizada do acetábulo do paciente e b) Prótese escapular com aberturas para inserção muscular.



Fonte: Miraldo, 2019.

Figura 16. Órteses personalizadas para perna e escoliose impressas em 3D.



Fonte: Miraldo, 2019.

3.2.1. APLICABILIDADE DE BIOMODELOS

A utilização de biomodelos apresenta algumas funcionalidades, como: ensino aos alunos, entrosamento entre médico e paciente, treinamento e planejamento cirúrgico, assistência ao diagnóstico, engenharia de tecidos, além de permitir que o médico tenha uma visão exclusiva do corpo do paciente (UTIYAMA *et al*., 2014) e o sucesso do procedimento cirúrgico poder ser atingido de maneira mais rápida (MATOZINHOS, 2017).

Na odontologia, os biomodelos têm sido bastante úteis em cirurgias no complexo maxilo-facial, na reconstrução da mandíbula e maxila, na reabilitação oral através de fixadores zigomáticos e cirurgias ortognáticas e na adapção de placas de reconstrução (Figura 17). Com o emprego desta estratégia, foi possível observar que houve diagnósticos mais precisos e um melhor plano de tratamento, melhor entendimento entre cirurgião e paciente e o tempo da cirurgia foi reduzido, fornecendo melhores resultados funcionais e estéticos no processo cirúrgico (SAFIRA *et al.*, 2010).

Figura 17. Acomodação prévia em um biomodelo de uma placa de reconstrução da mandíbula que apresenta rompimentos corticais.

Fonte: Safira *et al*., 2010.

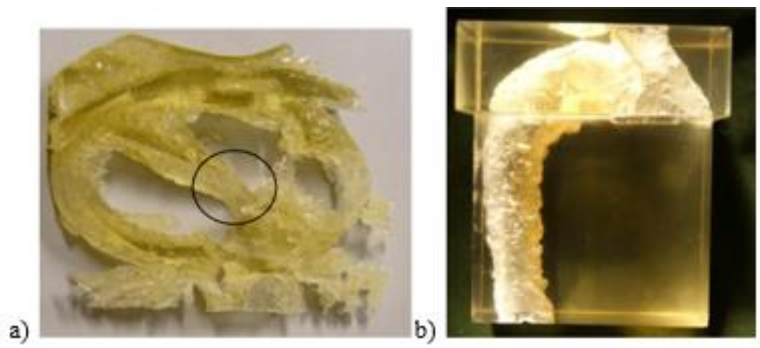
Hernández-Vázquez *et al.* (2020) fizeram a aquisição dos primeiros molares, separando os três tecidos que o compõem para obter a morfologia interna e externa (Figura 18). Através de uma tomografia digital de volume, foi possível adquirir a imagem do dente, no qual passou pelo processo de segmentação e separação dos tecidos desejados. O intuito foi avaliar as propriedades mecânicas, como as tensões sobre ele, verificar possibilidade de fraturas e possíveis tratamentos em dentes com cáries, por exemplo.

Figura 18. Biomodelo 3D do molar mostrando as camadas internas e externas.

Fonte: Hernández-Vázquez *et al.* (2020).

Em seu trabalho, Utiyama *et al.* (2014) descrevem o uso de biomodelos em dois casos com problemas no coração. Foi utilizado exames de TC de pacientes da própria instituição, o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. No primeiro caso, foi usado para o planejamento da cirurgia em uma mulher com problema congênito, que apresentava ligação entre os ventrículos e falta da artéria pulmonar (Figura 19 (a)). O segundo, apoiou um diagnóstico para colocação de prótese valvar no arco aórtico via cateter. O estudo através do biomodelo revelou que o procedimento era muito arriscado para a paciente e seguiram investigando outros métodos (Figura 19 (b)).

Figura 19. a) Imagem do biomodelo mostrando o septo ventricular e b) Biomodelo do arco da aorta da paciente.



Fonte: Utiyama *et al*., 2014.

O médico Dr. Michael W. Itagaki, através da impressão 3D da artéria esplênica da paciente, conseguiu fazer treinamentos antes da cirurgia e escolher o melhor método de abordagem. Possuía três aneurismas que dificultavam a distribuição do sangue para algumas partes do corpo. Pelo modelo impresso, foi possível experimentar diferentes maneiras de abordagem, as angulações necessárias e testar vários tipos de cateteres para a devida

situação. O procedimento garantiu a integridade do baço e foi realizado em menos tempo (MATOZINHOS, 2017).

A inserção de implantes tem a função de restabelecer as funções totais ou parciais no corpo humano, geralmente feitos de titânio puro. A manufatura aditiva também está presente na reconstrução craniofacial (Figura 20), decorrente de anomalias e defeitos congênitos. Jardini *et al.* (2014) mostram o caso de uma cranioplastia em um homem que sofreu acidente e teve fracionamento do osso frontal. Efetuaram exames de TC e os resultados foram convertidos para um modelo 3D virtual e foi realizada a segmentação da região de interesse. Para a prótese, que deve encaixar na anatomia do paciente, foram criadas operações *booleanas* para a reconstrução da superfície do crânio. O procedimento foi finalizado com êxito em 2 horas, onde o convencional para essa cirurgia são de 3 horas.

Figura 20. Biomodelo da fratura de crânio para inserção de um implante na região frontal.

Fonte: Jardini *et al.* (2014).

3.3. TECNOLOGIAS E MATERIAIS PARA IMPRESSÃO 3D

Hoje em dia, são diversas as tecnologias existentes para impressão 3D, inclusive na ortopedia, apresentando aplicações, materiais e custos diferentes (MIRALDO, 2019), como mostrado na Tabela 1. Dentre as tecnologias que mais são utilizadas, podem ser citadas: a modelagem por deposição fundida (FDM), a estereolitografia (SLA), a sinterização por laser seletivo (SLS) e a manufatura de objeto laminado (LOM) (MELO e PEDDINGHAUS, 2019).

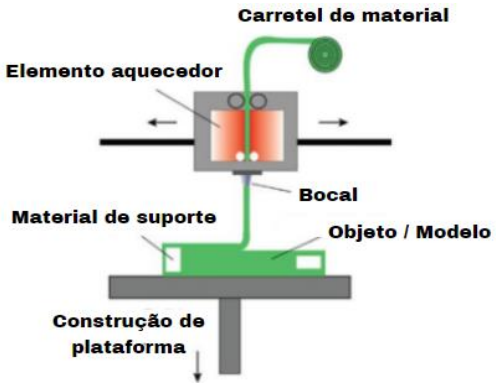
Tabela 1. Técnicas e materiais acessíveis para impressão 3D na ortopedia.

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*
Sintetização Seletiva Laser (SLS)	Ácido Polilático (PLA)
Sintetização 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)
Robocasting	Fibra de Carbono
Modelagem por deposição de líquidos (LDM)	Polímeros Cerâmicos
	Poli (Éter-Éter-Cetona) (PEEK)
	Álcool polivinílico (PVA)

Fonte: Adaptado de Miraldo, 2019.

A FDM (Figura 21) consiste na extrusão de um polímero, termoplástico, geralmente ABS ou PLA, em um campo de fundição, onde haverá o processo de sacanagem (cura) (MELO e PEDDINGHAUS, 2019). O equipamento contém uma mesa que se move verticalmente e um cabeçote que translada pelos eixos x e y. O filamento plástico será aquecido e puxado pelo injetor através de uma bobina que será depositado na plataforma por um bico extrusor. Os passos são repetidos até ser finalizado o objeto desejado, podendo levar horas para ser concluído (PORTO, 2016).

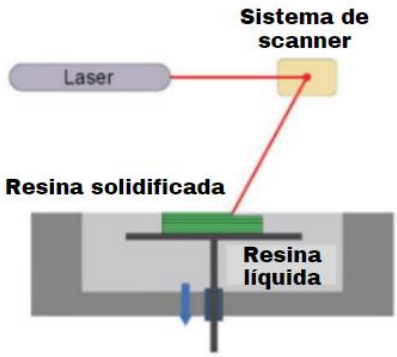
Figura 21. Exemplo de um modelo de máquina FDM.



Fonte: Adaptado de Yamaguchi e Hsu, 2019.

O processo da SLA (Figura 22) inclui uma resina líquida fotossensível (epóxi, acrílica ou vinil). Inicialmente, fica acomodada no reservatório onde uma plataforma com movimentos verticais a mantém imersa (PORTO, 2016). A cura do material se torna possível pela emissão de feixes por um laser com luz ultravioleta (UV) projetados na superfície da base, solidificando a área que foi atingida (MELO e PEDDINGHAUS, 2019; PORTO, 2016). Após a consolidação, o processo se repete até a finalização da peça (MELO e PEDDINGHAUS, 2019).

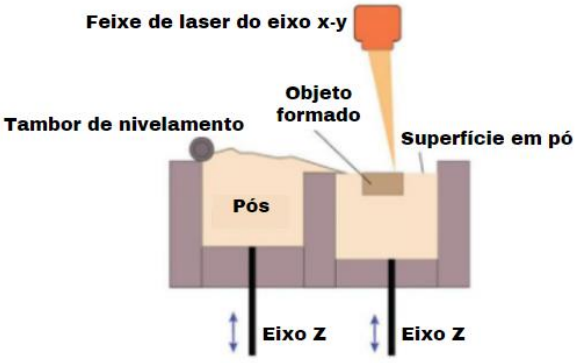
Figura 22. Exemplo de um modelo de máquina SLA.



Fonte: Adaptado de Yamaguchi e Hsu, 2019.

A SLS (Figura 23) cria peças tridimensionais através de polímeros em pó por superposição de camadas. Tem capacidade de operar com cerâmicas, elastômeros, poliamidas e metais com polímeros aglutinantes. No processo, ocorre o disparo de um laser de alta potência sobre o pó que foi colocado na câmara de impressão, fazendo com que o material entre em fusão. Uma camada se forma e um rolo aquecido percorre a área cobrindo com mais pó (PORTO, 2016).

Figura 23. Exemplo de um modelo de máquina SLS.



Fonte: Adaptado de Yamaguchi e Hsu, 2019.

A LOM funciona com finas folhas de plástico ou papel que serão cortadas em tamanhos pré-determinados e coladas umas sobre as outras por um elemento adesivo (MELO e PEDDINGHAUS, 2019). Os cortes são feitos a laser e um rolo de papel, coberto por cola termoplástica, seguido de outro rolo pré-aquecido que o comprime, torna as camadas consolidadas (PORTO, 2016).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

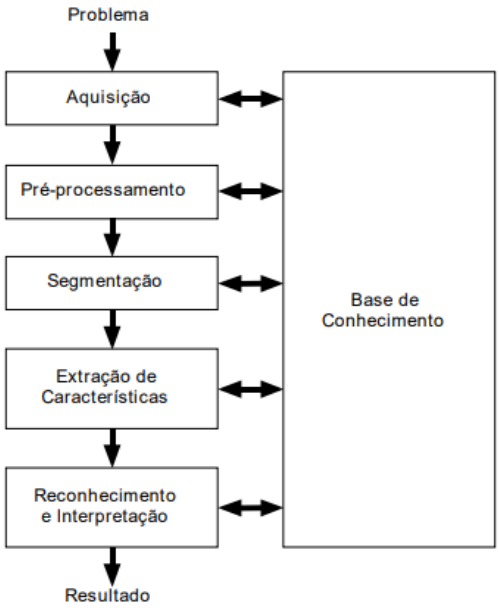
4.1 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM

O processamento digital de imagens (PDI) envolve técnicas de extração de características de imagens para identificação de objetos individuais por um computador digital. Uma imagem pode ser estabelecida como uma função bidimensional $f(x, y)$, onde x e y são coordenadas planas (espaciais) e a amplitude em qualquer par de coordenadas denominado níveis de cinza ou intensidade.

A imagem digital corresponde a elementos, chamados *pixels*, onde os valores de níveis de cinza são quantidades finitas, discretas (GONZALEZ e WOODS, 2009) e apresentam um formato quadrado ou retangular. São utilizadas técnicas que podem alterar a imagem a fim de evidenciar as regiões de interesse (ROI), utilizando filtros e diversas outras ferramentas existentes (DE ALBUQUERQUE e DE ALBUQUERQUE, 2000).

PDI tem o objetivo de aprimorar informações por imagem para o entendimento humano e analisar automaticamente, através de um computador, conteúdos extraídos de um local. Abrange métodos sob forma algorítmica, fazendo com que a grande maioria da execução das etapas sejam produzidas via *software* (MARQUES FILHO e VIEIRA NETO, 1999). O uso genérico desse sistema pode ser representado pela Figura 24:

Figura 24. Elementos de um sistema de processamento de imagens.



Fonte: Marques Filho e Vieira Neto, 1999.

Neste capítulo serão abordadas as técnicas que foram utilizadas neste trabalho, dentre as várias que existem em PDI. A aquisição tem o intuito de transformar uma imagem em uma representação numérica para o próximo passo do processamento digital. Primeiramente, para ocorrer a aquisição, deve ter a presença de um equipamento sensível ao espectro eletromagnético, como raios infravermelhos, ultravioleta, raios X e espectro visível. Em sequência, um dispositivo digitalizador vai converter o sinal elétrico analógico em informações digitais (MARQUES FILHO e VIEIRA NETO, 1999).

O pré-processamento tem a função de melhorar a qualidade da imagem para os próximos passos, seja por apresentar *pixels* ruidosos, caracteres discontinuos ou brilho e contraste impróprio (MARQUES FILHO e VIEIRA NETO, 1999). Pode ser definida como um processo de nível baixo, envolvendo o aguçamento da imagem, realce do contraste e a redução de ruídos, onde tanto a entrada quanto a saída são imagens (GONZALEZ e WOODS, 2009). Por sua vez, os filtros fazem manipulações auxiliares nas imagens, incluindo filtros de redução de ruído gaussiano e anisotrópicos, operações aritméticas e correção da falta de homogeneidade (FEDOROV *et al*., 2012).

Os filtros são amplamente utilizados em PDI e suas aplicações vão depender do objetivo pretendido. O filtro passa baixa aceita a passagem de frequências abaixo de um limite determinado, em oposição ao filtro passa alta, que permite apenas a passagem de frequências mais altas. O filtro passa banda determina um intervalo para a passagem da frequência e o passa faixa filtra regiões específicas (DE ALBUQUERQUE e DE ALBUQUERQUE, 2000).

A segmentação pode ser considerada um dos passos mais difíceis do processamento de imagens, pois requer que as técnicas sejam bem aplicadas para uma boa identificação individual do objeto. Se caracteriza pela fragmentação de uma imagem em regiões menores, a fim de reduzir o objeto de forma a ser reconhecido e classificado. Pode ser considerado como um processo de nível médio, pois as suas saídas são características extraídos da imagem, como contornos, bordas e a individualidade do objeto (GONZALEZ e WOODS, 2009).

Em imagens monocromáticas, a segmentação pode ser constituída pela similaridade e descontinuidade. A descontinuidade compreende a separação da imagem em partes caracterizadas por alterações severas dos níveis de cinza, detectando pontos isolados, de

bordas e linhas. A similaridade equivale a limiarização e evolução de regiões. Na segmentação direcionada a regiões, as similaridades de níveis de cinza são frequentes, adicionando a região através do agrupamento de *pixels*, como textura e cor. Na segmentação de bordas, a descontinuidade se torna prioridade pela detecção dos contornos do objeto, permitindo sua identificação, como os operadores Laplaciano, Sobel e Roberts (DE QUEIROZ e GOMES, 2006).

Enquanto a segmentação automática visa reconhcer os contornos do objeto, a segmentação manual se torna necessária quando a quantidade de ruídos na imagem sobrepõe a estrutura do órgão, trazendo resultados volumétricos diferentes da segmentação automática ou semi-automática. Apesar da técnica manual obter mais detalhes, seu manejo demora mais que a automática, pois depende da complexidade da estrutura manipulada (ALEXANDRE *et al*., 2007).

O pós-processamento, processamento de nível alto, implica em dar significado ao conjunto de objetos. O efeito de suavização pode ser produzido pelo filtro passa-baixa ou filtro de média, que provoca uma redução de ruídos pela média dos *pixels* da vizinhança da máscara de filtragem, tornando a imagem com pouca nitidez e reduzindo as transições severas (GONZALEZ e WOODS, 2009). Também funciona com os filtros da moda, média e mediana, que vão aliviar as altas variações dos níveis de cinza, possibilitando uma redução dos ruídos de diversas origens (DE QUEIROZ e GOMES, 2006).

A extração de características preza pela identificação de cada caractere, tendo como saída um conjunto de dados referente àquela determinada imagem. Por sua vez, o reconhecimento realiza a identificação do objeto baseado em suas características e a interpretação atribui definição ao agrupamento reconhecido. No entanto, a base de conhecimento requer o entendimento do problema a ser resolvido, sendo guardado em uma base de conhecimentos com tamanho e complexidade variados (MARQUES FILHO e VIEIRA NETO, 1999).

As imagens são delimitadas por bordas e esses limites acontecem entre diferentes objetos presentes na imagem. Nas imagens monocromáticas, a filtragem representa alterações, *pixel* a *pixel*, nos intervalos de níveis de cinza tanto no *pixel* que está sendo modificado quanto nos seus vizinhos. O funcionamento da filtragem espacial opera com a convolução de uma máscara, que se caracteriza por um arranjo matricial com valores

determinados que serão utilizados sobre os *pixels* da imagem. Os filtros especiais estabelecem uma atenuação ou aguçamento nas regiões, onde acontecem alterações consideráveis nos níveis de cinza, como os operadores de gradiente (DE QUEIROZ e GOMES, 2006).

A limiarização ou *thresholding* pode ser definida como a verificação da semelhança dos níveis de cinza, com o objetivo de extrair as partes de interesse a partir de um limiar que dissocia os aglomerados de níveis de cinza. Um dos problemas nessa fase se caracteriza pela determinação do valor mais apropriado da limiarização de acordo com a região de interesse da imagem (DE QUEIROZ e GOMES, 2006).

4.2 BANCO DE DADOS

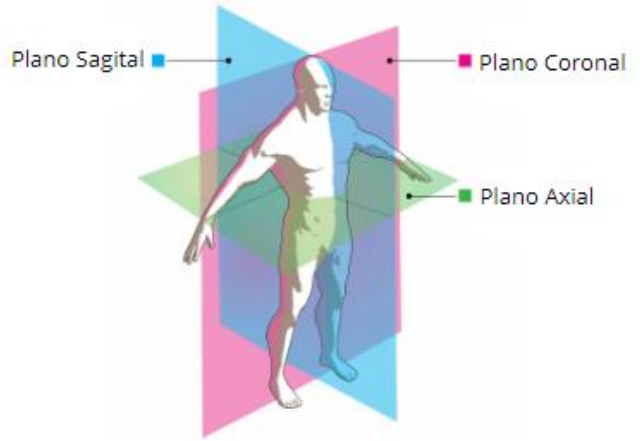
O *Embodi 3D*, base de dados que fornece uma biblioteca acessível de modelos médicos imprimíveis, conta com arquivos de exames médicos de TCs de crânio, cabeça e pescoço, tomografias odontológicas, ortodônticas e maxilofaciais, TC de tórax, costelas, abdômen, pelve, extremidade superior (braço), extremidade inferior (perna), coluna e corpo inteiro, ressonâncias magnéticas, ultrassom, exames veterinários e outros (EMBODI 3D, 2022).

O formato da imagem disponibilizada pela base do tipo DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), se tornou um padrão utilizado na prática clínica. Esses arquivos incluem informações de dados 3D, relacionais e semânticas (BEDOYA *et al*., 2021), são uma forma de padronização na radiologia digital (FEDOROV *et al*., 2012). O *software* disponibiliza esses dados em um arquivo NRRD (*Nearly Raw Raster Data*), formato de dados *raster* quase brutos, geralmente usado em pesquisas e ambientes acadêmicos, possui uma estrutura simplificada e de fácil processamento, além de remover as *tags* DICOM do paciente, fornecendo sua anonimização (BEDOYA *et al*., 2021).

Na formação de imagens, uma das fontes mais antigas de radiação são os raios X, utilizados largamente em diagnósticos médicos, mas também em indústrias e outras áreas, como astronomia (GONZALEZ e WOODS, 2009). As imagens de uma TC são construídas através de um processo matemático que projeta raios X em diversos ângulos ao redor do paciente, produzindo séries anatômicas ou "*slices"* em diferentes planos: axial, coronal e sagital (Figura 25). A qualidade da imagem vai depender da reconstrução dessas imagens e,

consequentemente, da dosagem de radiação. Na RM, as imagens são geradas a partir de um forte campo magnético que alinha os átomos de hidrogênio do corpo por pulsos de radiofrequência, fazendo com que o órgão seja detectado (MALLEE *et al*., 2015).

Figura 25. Ilustração dos planos sagital, coronal e axial.



Fonte: Adaptado de Oiseth *et al*., 2022.

4.3 3D SLICER

O *3D Slicer*, *software* de código aberto, permite a visualização e análise de conjuntos de dados de computação de imagens médicas. Suporta vários tipos de imagens, como ultrassom, tomografia computadorizada (TC), tomografia por emissão de pósitrons (PET) e ressonância magnética (MRI), podendo ser visualizados em conjuntos de dados de 2, 3 e 4 dimensões. Admite a inserção de arquivos DICOM e não-dicom (FEDOROV *et al*., 2012).

O programa permite pré-processamento (utilização de filtros) e segmentação das imagens, para este trabalho foi utilizado para os dois fins.

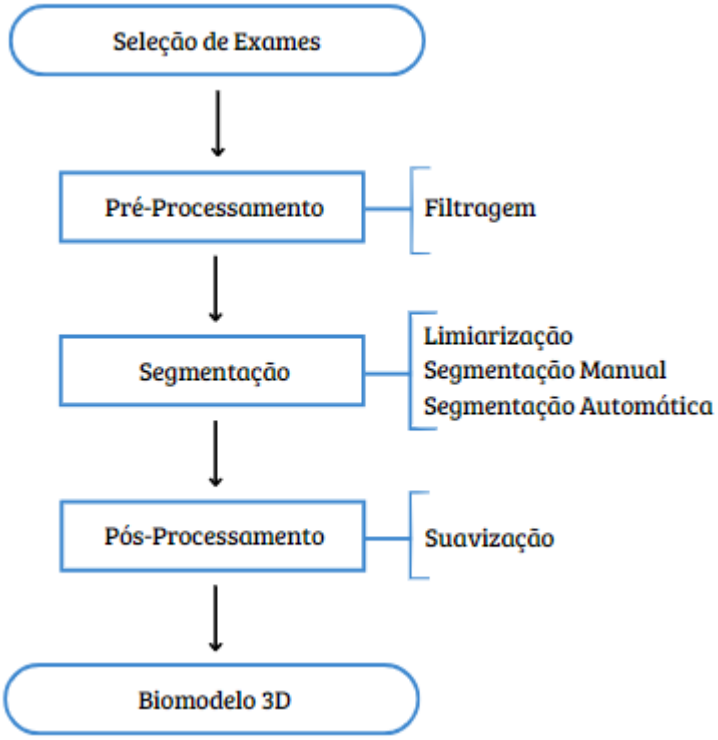
4.4 MESHMIXER

O *software Autodesk Meshmixer* funciona com malhas triangulares, formado por três tipos de elementos: triangulares, vértices e arestas. Dentre as funcionalidades existentes, permite limpeza em uma digitalização 3D, otimização, *layout*, orientação para mesa de impressão, acréscimo, redução ou suavização da malha, preenchimento de furos, análise de espessura e estabilidade (AUTODESK MESHMIXER, 2020). O programa permite que a peça seja modificada automaticamente ou de forma manual, alterando apenas as áreas desejadas. Para o desenvolvimento deste trabalho, esta ferramenta foi aplicada na etapa de pós-processamento.

5. BIOMODELO 3D DE FRATURAS ÓSSEAS

Neste trabalho, um biomodelo 3D de fraturas ósseas foi desenvolvido com técnicas de PDI. Para a realização desse objetivo, foram seguidas algumas etapas de processamento digital de imagens para a construção do modelo proposto. A estratégia escolhida tem 3 etapas principais (Figura 26), o pré-processamento, a segmentação e o pós-processamento, onde serão descritas de forma detalha nos tópicos a seguir.

Figura 26. Diagrama de blocos da construção do biomodelo.



Fonte: Autor.

5.1 SELEÇÃO DE EXAMES

Foi realizado uma busca na base de dados usando o termo "*bone fracture*" devido à diversidade de casos existentes. Nesta pesquisa foram encontrados 386 resultados, onde foram selecionados 3 exames de tomografia computadorizada, um exame de fratura no olécrano, uma fratura no 5° metatarso e uma fratura na tíbia, conforme mostrado na Tabela 2 com as respectivas quantidades de *slices* e dimensões das imagens. Para a ilustração das etapas, foi utilizado o exame 2 como exemplo, e os exames 1 e 3 serão apresentados no próximo capítulo com seus respectivos resultados.

Tabela 2. Exames escolhidos para o processamento de imagens.

Exames selecionados	Tipo da fratura	Quantidade de *slices*	Dimensões das imagens
Exame 1	Fratura no 5° metatarso	153	521 x 512
Exame 2	Fratura no olécrano	60	544 x 544
Exame 3	Fratura na tíbia	237	676 x 512

Fonte: Autor.

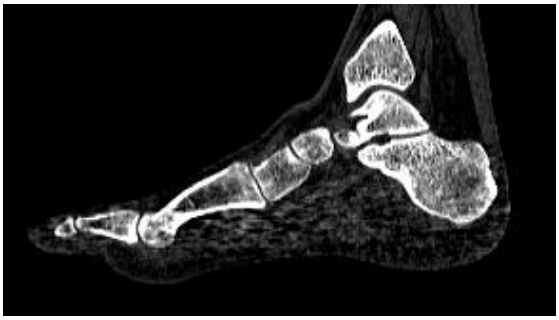
5.2 PRÉ-PROCESSAMENTO

O *software* utilizado admite a inserção de diversos formatos de arquivos, os deste trabalho foram adquiridos em NRRD, formato que permite a anonimização do paciente. O primeiro passo para esta etapa foi realizada através do módulo "*Volumes*", que examina uma imagem 2D (bidimensional) como uma imagem 3D de fatia única, armazenando em uma matriz 3D de *voxels* (3D *Slicer*, 2022).

Foi aplicado o filtro "*CT-Bone*", que ajusta as configurações da exibição, fazendo com que os ossos ficassem mais evidentes (Figura 27 (b)) em comparação com a imagem original (Figura 27 (a)). O filtro passa alta escolhido está incluso no subtipo "volume escalar", representando um volume de TC, evidenciando os contornos dos ossos e produzindo o aguçamento das regiões de interesse.

Figura 27. a) Imagem original do exame e b) Imagem após o pré-processamento.

a)

b) 

Fonte: Autor.

5.3 SEGMENTAÇÃO

Os dados das imagens são representados por *pixels* e, na fase da segmentação, se torna crucial a definição da representação desses dados, sendo determinados como fronteiras (ênfase nas características externas) ou regiões completas (propriedades internas do objeto) (GONZALEZ e WOODS, 2009).

Essa segunda etapa teve o intuito de priorizar as propriedades externas do modelo através do módulo "*Segment Editor*", envolvendo ferramentas para limiarização, segmentação manual e automática, operando em matrizes 3D de *voxels* e fornecendo edições e visuzalizações em segmentos 2D e 3D (PINTER, 2019).

Neste processo, foram utilizadas algumas ferramentas a fim de realçar as regiões de interesse do exame. Para a visualização 3D, foi preciso ajustar o intervalo do limiar através da função "*Threshold*" para a projeção do exemplo em questão (Figura 28). O valor da limiarização utilizado foi entre 99 e 2687.

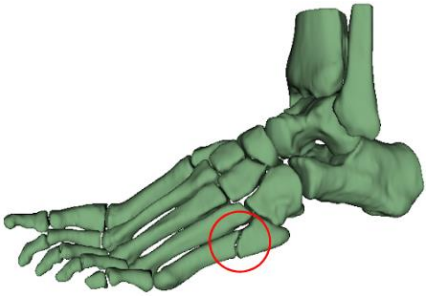
Figura 28. Visualização 3D do modelo após o ajuste do limiar.

Fonte: Autor.

Após esta estapa, foi realizado a segmentação automática através da função "*Islands*", que teve o intuito de retirar os ruídos em volta da região de interesse, melhorando os aspectos externos e limpando visualmente a imagem.

Em contrapartida, a segmentação manual foi necessária para deixar as áreas contínuas e preencher as regiões internas do objeto que permaneciam visíveis externamente. Com a função "*Scissors*" foi possível retirar os ruídos maiores que não haviam saído automaticamente. O "*Paint*" e o "*Eraser*" foram essenciais para o preenchimento das regiões irregulares e descontínuas, e o processo foi feito em todos os *slices* do exame, delimitando as bordas e, quando necessário, fazendo o preenchimento interno. Assim, foi possível ter uma visualização melhor da fratura, marcada pelo círculo vermelho da Figura 29.

Figura 29. Visualização 3D da fratura após a segmentação automática e manual.

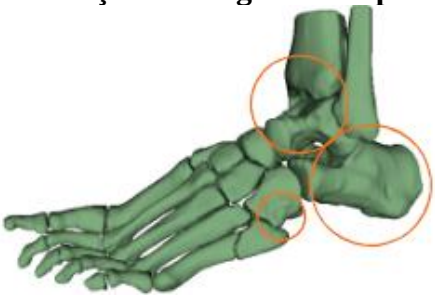


Fonte: Autor.

5.4 PÓS-PROCESSAMENTO

Após a fase de segmentação, foi observado que o modelo tinha algumas rugosidades, mostrado pelos círculos laranjas da Figura 30. A fase de pós-processamento teve o intuito de amenizar essas imperfeições por meio de efeitos de suavização através de filtros da média e mediana.

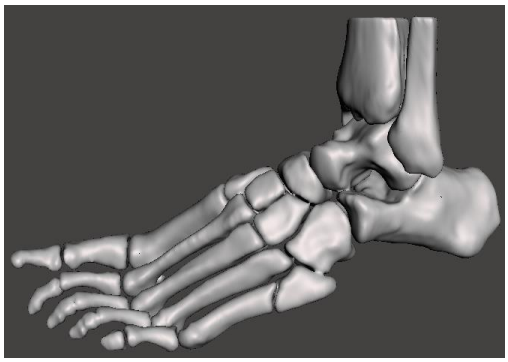
Figura 30. Visualização das rugosidades presente no modelo.



Fonte: Autor.

No programa utilizado, há um painel de funcionalidades que irão modificar cada camada da malha triangular do objeto. O modo "*Sculpt*", inserida na barra de ferramentas, permite a escolha de alguns pincéis que proporcionam a alteração do modelo e suas propriedades através da funcionalidade "*Brushes*". Dentre as opções fornecidas, o pincel "*Refine*" foi utilizado para suavizar todo o modelo manualmente, com a intensidade no valor de 55. As áreas que obtinham maiores irregularidades, o pincel "*RobustSmooth*" foi requerido, a fim de deixar as regiões mais lisas e homogêneas. Ainda, pequenos pontos de depressão presentes na peça foram consertados pelo pincel "*Draw*". O resultado final pode ser visualizado na Figura 31.

Figura 31. Visualização 3D do modelo após a suavização da peça.

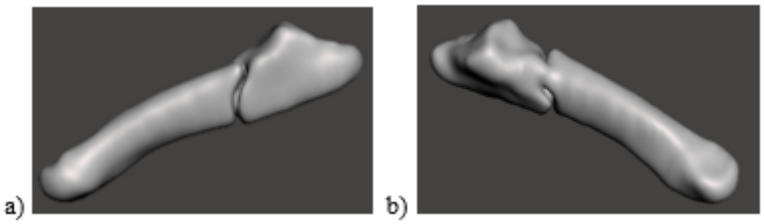


Fonte: Autor.

5.5 BIOMODELO 3D

Para demostração do biomodelo 3D, foi impressa a região de interesse onde se localiza a fratura do pé, o 5° metatarso, no exame do paciente que foi usado como exemplo. A peça foi representada na escala 1:1, demonstrando o tamanho real do osso. A fratura foi isolada (Figura 32) no *software Meshmixer* através da função "*Select*", selecionando todas as regiões que desejava eliminar para permanecer apenas o local da fratura.

Figura 32. a) Vista frontal e b) Vista traseira da fratura do 5° metatarso.



Fonte: Autor.

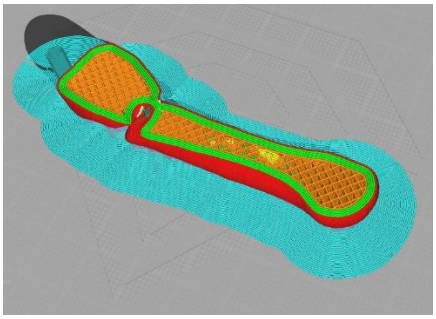
Após a separação do 5° metatarso do restante do pé, o arquivo foi salvo no formato STL e inserido no *Ultimaker Cura*, um programa de fatiamento que disponibiliza alguns parâmetros (Tabela 3) para permitir a impressão do objeto. A Figura 33 mostra a visão de corte transversal da peça, perimitindo a visualização interna, além de algumas propriedades que estão representadas por cores. O laranja simboliza o tipo de preenchimento, o verde a quantidade de camadas na parede e o azul as camadas de filamento para aderência da peça à mesa.

Tabela 3. Configurações dos parâmetros utilizados para impressão.

Parâmetros utilizados	Configurações
Altura da camada	2 mm
Número de filetes da parede	5
Tipo de preenchimento	Grade
Temperatura da impressão	230°
Temperatura da mesa de impressão	105°
Velocidade da impressão	60 mm/s
Tipo de aderência da mesa	Brim

Fonte: Autor.

Figura 33. Corte transversal da peça no programa *Ultimaker Cura.*



Fonte: Autor.

O biomodelo 3D foi impresso pelo método FDM em ABS Branco pela impressora da *Two Trees*, modelo *Sapphire Pro*. Apresenta um bico de 4 mm, mesa de 235 x 235 x 230 mm e possui um sistema de controle *Core XY 3D Printer*. A peça (Figura 34) foi representada na escala 1:1 e possui 8 cm de comprimento e 2 cm de largura máxima. Por ser produzida por camadas, a peça apresenta linhas visíveis, necessitando de acabamento, a fim de deixar com as regiões mais lisas se assemelhando a um osso, mas esse detalhe não atrapalha o intuito do uso do modelo.

Figura 34. Vistas da impressão 3D do biomodelo do 5° metatarso.

Fonte: Autor.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Cada exame apresentou uma complexidade distinta interferindo no tempo de segmentação (Tabela 4), seja por apresentar muito ruído, conter regiões que não eram de interesse ou obter muita descontinuidade nos *pixels*. Nesta seção serão descritos os resultados dos exames 2 e 3 selecionados na base de dados.

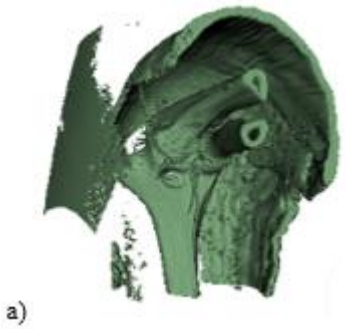
Tabela 4. Tempo de segmentação de cada exame.

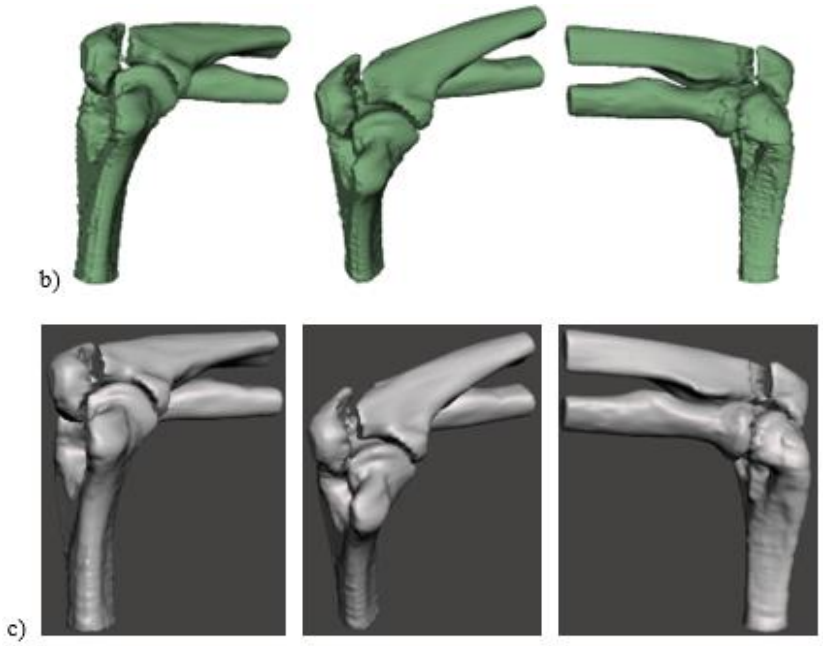
Exame	Localidade da fratura	Tempo médio total do processamento
Exame 1	Pé	10h
Exame 2	Ulna	18h
Exame 3	Tíbia	15h

Fonte: Autor.

Na projeção 3D do exame 2, referente a fratura do olécrano, região pertencente à ulna, partes além dos ossos de interesse foram mostradas (Figura 35 (a)), além do rádio e do úmero. O exame apresentou um grande intervalo entre as sequências de *slices*, acarretando em falhas no processo da manipulação. Na Figura 35 (b) pode ser observado "degraus" no modelo, isso decorre da falta de *slices* presente no exame, não sendo possível a segmentação dessas áreas e deixando o modelo com desníveis. A etapa de pós-processamento (Figura 35 (c)) foi importante para amenizar as lacunas existentes na peça.

Figura 35. a) Visualização 3D do olécrano antes do processamento, b) Vistas após as etapas de segmentação e c) Vistas após o pós-processamento.



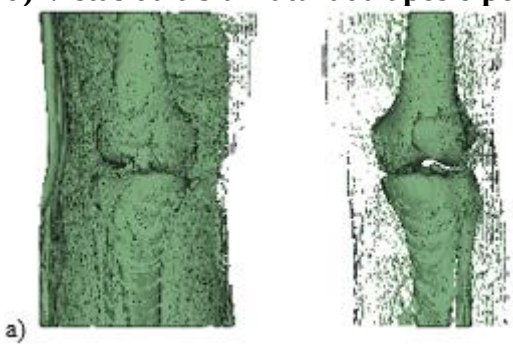


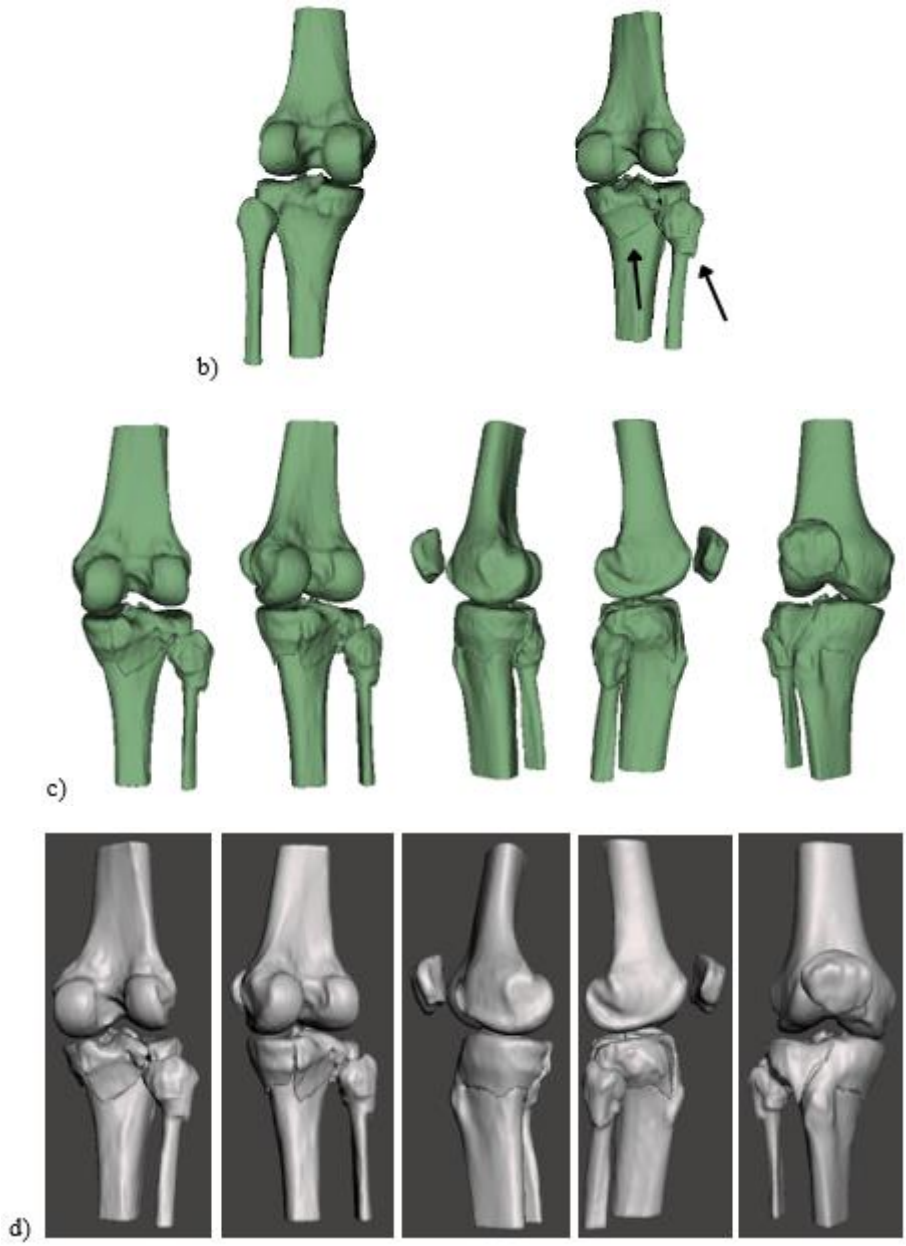
Fonte: Autor.

O exame 3 apresenta a tomografia da perna direita e esquerda, porém apenas a perna esquerda exibe rupturas. Além dos ossos fraturados, o fêmur e a patela também estão presentes nas imagens e no processamento no decorrer deste trabalho. Para facilitar a nomenclatura, esse conjunto de ossos foi chamado de "tíbia", onde a ocorrência da fratura foi maior.

Foi possível observar as fraturas na tíbia, assim como na fíbula (Figura 36 (b)), mostrando irregularidades em comparação com o membro contralateral (perna direita). O processamento das imagens proporcionou a exclusão de todas as partes que cobriam a região de interesse (Figura 36 (a)) e a definição e contorno das áreas das fraturas (Figura 36 (c)). O pós-processamento auxiliou no refinamento das regiões (Figura 36 (d)).

Figura 36. a) Visualização 3D do exame antes do processamento, b) Vista após as etapas de segmentação, c) Ângulos distintos somente da tíbia fraturada após a segmentação e d) Vistas da tíbia fraturada após o pós-processamento.





Fonte: Autor.

Foi realizada uma simulação de impressão com alguns parâmentros, como o nível de preenchimento da peça, a quantidade de material utilizado, o tempo total da impressão e o valor do material de acordo com a quantidade gasta (Tabela 5). Foi efetuado a demonstração nos 3 exames: pé, ulna e tíbia esquerda, e foi acrescido as informações sobre a fratura do 5° metatarso para comparação.

Tabela 5. Informações quantitativas sobre as impressões.

Parte Analisada	Nível do preenchimento	Quantidade de material utilizado	Tempo de impressão	Valor do material
Fratura do 5° metatarso	10%	8g	58 min	1,15
	50%	9g	1h 07min	1,38
	100%	11g	1h 18min	1,66
Pé	10%	221g	33h 58min	33,08
	50%	281g	39h 30min	42,10
	100%	355g	45h 47min	53,19
Ulna	10%	57g	6h 38min	8,51
	50%	80g	8h 34min	11,96
	100%	108g	10h 47min	16,23
Tíbia esquerda	10%	199g	29h 31min	29,90
	50%	254g	34h 17min	38,04
	100%	320g	39h 39min	48,04

Fonte: Autor.

Na tabela 5 foi proposto dois modelos de impressão, o primeiro sendo apenas o ROI da fratura (fratura do 5° metatarso) e o segundo, fazendo a impressão do órgão inteiro (pé, ulna e tíbia esquerda). A quantidade, o tempo e o valor estimado do material utilizado foi consideravelmente menor apenas na região da fratura do que no órgão inteiro, por se tratar de uma área menor. Como o objetivo proposto se refere ao planejamento de placas e pinos na inserção do órgão, a economia de tempo e material será bem menor se impresso apenas a fratura, além de ser possível o manuseio e a fixação dos materiais de síntese.

Calvo-Haro *et al*., (2021) mostraram impressões ortopédicas em 3D produzidas pela tecnologia FDM (utilizando PLA) e SLA, obtendo bom resultado para o planejamento pré-operatório. Melo e Peddinghaus (2019) realizaram uma impressão 3D apenas do fêmur esquerdo fraturado e fêmur direito do paciente, onde o exame de tomografia capturava toda a região da bacia até abaixo do joelho. O modelo foi impresso em PLA pela FDM, no qual observaram que havia torção quando comparados os ossos.

6.1 CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO

Com este projeto podem ser descritos as seguintes contribuições:

- Biomodelo com grande semelhança ao exame do paciente;
- Visualização de forma palpável do modelo impresso;
- Utilização do biomodelo para planejamento cirúrgico;
- Uso do modelo como forma de ensino e aprendizagem.

7. CONCLUSÕES

A impressão 3D, uma tecnologia de produção em camadas, vem ganhando espaço em diversas áreas, principalemnte na saúde. Seu uso vem mostrando a capacidade de inovação no âmbito de artefatos que podem ser usados no campo da medicina. Existem diferentes maneiras de trabalhar com a manufatura aditiva, sendo possível o manuseio de materiais plásticos, como ABS e PLA, assim como resina, folha de papel e polímero em pó.

Os biomodelos produzidos em 3D são peças que representam o tamanho e configuração exatos do paciente. Sua utilização vem sendo amplamente difundida entre médicos e professores, a fim de auxiliar no planejamento pré-operatório para facilitação e/ou compreensão de alguma região do corpo e no ensinamento de técnicas da medicina. Para a idealização do modelo, a aquisição de imagens médicas deve ser realizada através de TC ou RM. A partir desta etapa, pode ser iniciado o processo de segmentação, onde se caracteriza a separação da imagem em regiões de interesse. As fases de pré e pós-processamento são fundamentais para incorporação de filtros que melhorem a visualização do modelo. Com todas as etapas realizadas, as imagens serão transformadas em uma peça tridimensional e poderá ser impressa através de *softwares* específicos.

Na ortopedia, os biomodelos têm papel fundamental na idenficação de fraturas ósseas, sendo possível a visualização de alterações anatômicas presente no osso do paciente. Uma análise de um especialista, médico ou profissional da área de imagens médicas, se torna necessária para validação, a fim de confirmar a fidedignidade do modelo produzido.

A ocorrência de fraturas tem diversas causas, podendo ser incompleta, quando há possibilidade de recuperação na própria osteointegração, ou completa, quando se faz necessário intervenção cirúrgica. Esta última utiliza placas, hastes e pinos, dependendo da região óssea, para auxiliar na restruturação do órgão lesionado. Nessas lesões, a fisioterapia tem um papel importante na recuperação do membro do indivíduo, utilizando técnicas que auxiliem na reabilitação do paciente.

O desenvolvimento deste trabalho mostrou a capacidade de tornar tátil um osso fraturado, com dimensões e formatos iguais aos do paciente. Foram utilizados três exames com membros distintos (pé, ulna e tíbia) para demonstração, onde técnicas de processamento digital de imagens foram aplicadas. Em imagens que exibem membros opostos, como ambas

as tíbias, há um melhor progresso na análise por ser possível a comparação com o membro contralateral.

A impressão do biomodelo do 5° metatarso mostra que os modelos são possíveis de serem produzidos e utilizados em planejamentos cirúrgicos. O modelo foi impresso no material ABS pelo método da FDM, possibilitando a visualização da anatomia óssea antes da cirurgia e permitindo que técnicas sejam testadas antes do procedimento cirúrgico, proporcionando um menor tempo de cirurgia e maior segurança para o médico e paciente.

7.1 TRABALHOS FUTUROS

Como proposta para trabalhos futuros, serão descritas algumas sugestões para melhoria dos processos abordados:

- Aumentar o número de banco de dados utilizados para teste;
- Segmentar somente as regiões das fraturas;
- Fazer uma maior comparação entre a peça inteira e as regiões menores de fraturas;
- Adicionar novos parâmentros de configuração em cada peça;
- Realizar o acabamento no biomodelo impresso;
- Verificar a viabilidade de outros tipos de preenchimento;
- Testar a impressão da peça com outros tipos de materiais;
- Realizar testas na peça a fim de verificar sua resistência;
- Análise de um médico ou profissional da área de imagens médicas para validar o modelo proposto.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3D Slicer - Image Computing Platform. Disponível em: <https://www.slicer.org/>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

AIHARA, André Yui; FERNANDES, Artur R. Correa; NATOUR, Jamil. Valor dos métodos de diagnóstico por imagem na avaliação das reações/fraturas de estresse. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 43, p. 175-184, 2003.

ALEXANDRE, F.; JORGE, R.N.; TAVARES, J.M.R.S.; MASCARENHAS, T.; SAYED, R.F.E.; FERNANDES, A.A.; GENTIL, F.; FERREIRA, A.J.M. Segmentação e reconstrução 3D de estruturas em imagens médicas: comparação entre uma metodologia "automática" e uma outra "manual". CMNE/CILAMCE. APMTAC, Portugal, 2007.

Autodesk Meshmixer. Autodesk Research, 2020. Disponível em: <https://www.meshmixer.com/>. Acesso em: 03 de novembro de 2022.

BEDOYA, Christopher A. Ramirez et al. A web client-based online DICOM browser and NRRD converter for Studierfenster. In: **Medical Imaging 2021: Imaging Informatics for Healthcare, Research, and Applications.** SPIE, 2021. p. 147-152.

CALVO-HARO, J. A. et al. Conceptual evolution of 3D printing in orthopedic surgery and traumatology: from "do it yourself" to "point of care manufacturing". **BMC musculoskeletal disorders.** vol. 22. 2021.

DE ALBUQUERQUE, Márcio Portes; DE ALBUQUERQUE, Marcelo Portes. Processamento de imagens: métodos e análises. **Rio de Janeiro, Brasil**, v. 12, 2000.

DE PAULA, Robson Marcelo Malta. RELATÓRIO TÉCNICO/CIENTÍFICO: **Dispositivo guia cirúrgico para para a colocação de placa e parafuso DCS em fraturas subtrocanterianas do fêmur.** Rio de Janeiro. 2020.

DE QUEIROZ, José Eustáquio Rangel; GOMES, Herman Martins. Introdução ao processamento digital de imagens. **Rita**, v. 13, n. 2, p. 11-42, 2006.

DUFOUR, M; GENOT, C; NEIGER, H; LEROY, A; PIERRON, G; PENINOU, G. **Cinesioterapia - Princípios: Avaliações, Técnicas Passivas e Ativas do Aparelho Locomotor.** São Paulo: Panamericana, 1989.

DUTTON, Mark. **Fisioterapia Ortopédica: exame, avaliação e intervenção**. 2.ed. Pittsburgh, Pennsylvania: Artmed, 2010.

EJNISMAN, Leandro et al. Three-dimensional printing in orthopedics: where we stand and where we are heading. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 29, p. 223-227, 2021.

EMBODI 3D - The Biomedical 3D Printing Community. Disponível em: <https://www.embodi3d.com>. Acesso em: 22 de outubro de 2022.

FAZZALARI, N. L. Bone fracture and bone fracture repair. **Osteoporosis international**, v. 22, n. 6, p. 2003-2006, 2011.

FEDOROV, Andriy et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. **Magnetic resonance imaging**, v. 30, n. 9, p. 1323-1341, 2012.

FERRÀS-TARRAGÓ, J. et al. A 3D-CT Analysis of Femoral Symmetry-Surgical Implications. **Journal of clinical medicine**. vol. 9(11). 2020.

GALVEZ, Marcelo et al. Use of Three-dimensional Printing in Orthopaedic Surgical Planning. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. **Global research & reviews**, vol. 2. 2018.

GIROTTO, Marina Cornelli et al. Use of 3D Printing in Planning the Reconstruction of Total Hip Arthroplasty: A Teaching Tool. **Revista brasileira de ortopedia**, vol. 56(6). 2021.

GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard C. **Processamento digital de imagens**. 3.ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2009.

GOULD, J. A. **Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte**. 2 ed. São Paulo: Manole, p.119 - 132. 1993.

HÅKANSSON, Anders et al. Patient specific biomodel of the whole aorta: the importance of calcified plaque removal. **Vasa**, v. 40, n. 6, p. 453-459, 2011.

HERNÁNDEZ-VÁZQUEZ, Rosa Alicia et al. High-biofidelity biomodel generated from three-dimensional imaging (cone-beam computed tomography): a methodological proposal. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, v. 2020, 2020.

HEXAGON - Implantes e Instrumentos Ortopédicos.Produtos - Catálogo Digital. 2020. Disponível em: <https://www.hexagon-brasil.com/wsite/>. Acesso em: 29 de outubro de 2022.

IMBELLONI, Luiz Eduardo et al. Avaliação dos resultados da implantação de um protocolo de cuidados perioperatórios em pacientes submetidos à cirurgia ortopédica. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 41, p. 161-166, 2014.

JARDINI, André Luiz et al. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 8, p. 1877-1884, 2014.

LIANZA, Sergio**. Medicina de Reabilitação**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

LU, Sheng et al. Rapid prototyping drill guide template for lumbar pedicle screw placement. **Chinese journal of traumatology**. vol. 12(3). 2009.

LUSTOSA, Lygia Paccini; BASTOS, Eduardo Onofre. Fraturas proximais do fêmur em idosos: qual o melhor tratamento?. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, p. 309-312, 2009.

MALLEE, Wouter H. et al. Computed tomography versus magnetic resonance imaging versus bone scintigraphy for clinically suspected scaphoid fractures in patients with negative plain radiographs. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 6, 2015.

MARQUES FILHO, Ogê; VIEIRA NETO, Hugo. **Processamento digital de imagens**. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.

MATOZINHOS, Isabela Penido et al. Impressão 3D: Inovações no campo da medicina. **Revista Interdisciplinar Ciências Médicas**, v. 1, n. 1, p. 143-162. 2017.

MAZZONETTO, Renato; NETTO, Henrique Duque; NASCIMENTO, Frederico Felipe. **Enxertos ósseos em implantodontia.** Nova Odessa: Napoleão, 2012.

MELO, Henrique Wobeto da Costa; PEDDINGHAUS, William dos Santos. **Aplicação da tecnologia de impressão 3D no planejamento cirúrgico: um estudo de caso.** Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. 2019.

MICLAU, Th; MARTIN, R. E. **The evolution of modern plate osteosynthesis**. Injury, v. 28, p. A3-A6, 1997.

MIRALDO, Leonardo Cardoso. **Impressão 3D em ortopedia-aplicações no presente e futuro.** 2019. Tese de Doutorado. Universidade de Coimbra. 2019.

MULLER, M.E. SCHNEIDER, R. ALLGOWER, M. WILLENGGER, H. **Manual de Osteossíntese.** 3 ed. São Paulo: Manole, 1993.

NUNES, Soraya Cristina Braz. **Vestígios, reconhecimento e impressão 3D**. 2013.

OISETH, Stanley; JONES, Lindsay; MAZA, Evelin. Imagem do Baço. Lecturio, 2022. Disponível em: <https://www.lecturio.com/pt/concepts/imagem-do-baco/>. Acesso em: 01 de outubro de 2022.

PARR, W. C. H. et al. C3-C5 Chordoma Resection and Reconstruction with a Three-Dimensional Printed Titanium Patient-Specific Implant. **World neurosurgery**, vol. 136. 2020. p. 226-233.

PINHEIRO, Gisele Braga. **Introdução à Fisioterapia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

PINTER, C.; LASSO, A.; FICHTINGER, G. Polymorph segmentation representation for medical image computing. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 171, p: 19-26, 2019.

PORTO, Thomás Monteiro Sobrino. **Estudo dos avanços da tecnologia de impressão 3D**

e da sua aplicação na construção civil. Trabalho Final de Graduação. UFRJ, Rio de Janeiro, v. 9, 2016.

RAMACHANDRAN, Manoj; LITTLE, David G. **Orthopedic Surgical Principles of Fracture Management. Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism**, p. 225-227, 2013.

RIBEIRO, Inês Quinteiro. **Dispositivos médicos e impressão 3D**. Tese de Doutorado. 2021.

RUEDI, T.P.; MURPHY, W.M.Princípios AO do Tratamento de Fraturas. **Artmed**, 2002.

RUSCHEL, Paulo Henrique et al. Emprego de placa de ângulo fixo no tratamento de fraturas com deslocamento dorsal da extremidade distal do rádio. **Rev Bras Ortop**, v. 42, n. 1/2, p. 17-23, 2007.

SAFIRA, Lucio Costa et al. Aplicação dos biomodelos de prototipagem rápida na Odontologia, confeccionados pela técnica da impressão tridimensional. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, v. 9, n. 3, p. 240-246, 2010.

SCHUBERT, Carl; VAN LANGEVELD, Mark C.; DONOSO, Larry A. Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. **British Journal of Ophthalmology**, v. 98, n. 2, p. 159-161, 2014.

SCHWARTZ, Adam et al. Office-based rapid prototyping in orthopedic surgery: a novel planning technique and review of the literature. **Am J Orthop**, v. 44, n. 1, p. 19r25, 2015.

SNYDER, Brian D. et al. Predicting fracture through benign skeletal lesions with quantitative computed tomography. **JBJS**, v. 88, n. 1, p. 55-70, 2006.

SWARUP, Ishaan; O'DONNELL, Joseph F. An overview of the history of orthopedic surgery**. Am J Orthop**, v. 45, n. 7, p. 434-8, 2016.

TENOR JUNIOR, Antonio Carlos et al. Avaliação do tratamento cirúrgico das fraturas em duas ou três partes do úmero proximal com o" sistema paraquedas". **Revista Brasileira de Ortopedia,** v. 45, p. 241-246, 2010.

TORTORA, G. J. **Corpo Humano:fundamentos da anatomia e fisiologia.** 4 ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2000.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia.** 10 ed. Porto Alegre: Artmed, 2017. p. 119-154.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios de anatomia e fisiologia**. 14 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

UTIYAMA, B. et al. Construção de biomodelos por impressão 3D para uso na prática clínica: experiência do instituto dante pazzanese de cardiologia. In: **Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.** 2014. p. 316-9.

VOLPATO, Neri. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D.** Editora Blucher, 2017.

YAMAGUCHI, J. T.; HSU, W. K. Three-Dimensional Printing in Minimally Invasive Spine Surgery. **Current reviews in musculoskeletal medicine**. vol. 12(4). 2019. p. 425-435.