

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO  
PARANÁ PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA  
INDUSTRIAL

CELSO JÚNIO AGUIAR MENDONÇA

**APLICAÇÃO DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D NO  
TRATAMENTO DE PSEUDOARTROSE DA FRATURA CORONAL  
DO CÔNDILO FEMORAL**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2018

CELSON JÚNIO AGUIAR MENDONÇA

**APLICAÇÃO DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D NO  
TRATAMENTO DE PSEUDOARTROSE DA FRATURA CORONAL  
DO CÔNDILO FEMORAL**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Júnior

Co-orientadores: Prof. Dr. Jamil Faissal Soni

Prof. Dr. Ivan Moura Belo

CURITIBA

2018

#### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação**

M539a Mendonça, Celso Júnio Aguiar  
Aplicação da tecnologia de impressão 3D no tratamento de  
pseudoartrose da fratura coronal do côndilo femoral / Celso Júnio  
Aguiar Mendonça  
-- 2018.  
105 f.: il.

Disponível via World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica  
Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração:  
Engenharia Biomédica, Curitiba, 2018.

Bibliografia: f. 65-79.

1. Engenharia elétrica - Dissertações. 2. Fraturas - Tratamento.  
3. Pseudoartrose. 4. Imagem tridimensional em medicina. 5.  
Prototipagem rápida. 6. Tomografia. 7. Processamento de imagens  
- Técnicas digitais. 8. Cirurgia ortopédica. 9. Métodos de simulação.  
I. Schneider Júnio, Bertoldo, orient. II. Soni, Jamil Faissal, coorient.  
III. Belo, Ivan Moura, coorient. IV. Universidade Tecnológica  
Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Elétrica e Informática Industrial. V. Título.

CDD: Ed. 23 -- 621.3

**Biblioteca Central do Câmpus Curitiba – UTFPR**  
**Bibliotecária: Luiza Aquemi Matsumoto CRB-9/794**



Ministério da Educação  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação

## TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 812

A Dissertação de Mestrado intitulada “**Aplicação da Tecnologia de Impressão 3D no Tratamento de Pseudoartrose da Fratura Coronal do Côndilo Femoral**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Celso Júnio Aguiar Mendonça**, no dia 10 de dezembro de 2018, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof(a). Dr(a). Bertoldo Schneider Jr. - Presidente – (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). João Antonio Palma Setti - (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Luiz Antonio Munhoz da Cunha - (UFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 10 de dezembro de 2018.

## DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho ao meu Pai,  
Antônio*

*Celso (in memoriam) e minha Mãe, Norma, por  
todo esforço, dedicação e exemplos marcantes  
que permitiram que eu me tornasse o homem que  
sou.*

## AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a todos os colegas e amigos que contribuíram para a realização desta dissertação.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR pela oportunidade de aprendizado e convívio com pessoas notáveis que contribuíram para que eu concluísse o curso de pós-graduação, divisor de águas na minha vida pessoal e profissional.

À empresa Depuy Synthes Jhonson & Jhonsons que doou o material de osteossíntese o que permitiu a realização da simulação cirúrgica do modelo anatômico.

Ao amigo Carlos Henrique Ramos pela ajuda e orientações na modelagem do modelo anatômico.

Ao Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, na pessoa do professor Luiz Antonio Munhoz da Cunha, por todo apoio e instrução nesta etapa da minha vida acadêmica.

Aos professores: Bertoldo Schneider Jr, que se disponibilizou na tarefa da orientação desta dissertação, aos professores Jamil Faissal Soni e Ivan Moura Belo pela ajuda e coorientação desta dissertação, ao professor Antonio Palma Setti pelo estímulo e incentivo no estudo das tecnologias de impressão 3D, ao professor Sidney Carlos Gasoto figura fundamental deste trabalho, que se disponibilizou na impressão do modelo anatômico em uma impressora 3D projetada por este professor.

À minha esposa, Jamile, por todo apoio e incentivo na realização deste estudo.

À Divindade.

*“Don’t only practice your art, but force your way into its secrets, for it  
and knowledge can raise men to the Divine.”*

*“Não pratique apenas a sua arte, mas se esforce em penetrar em  
seus segredos, pois a arte e o conhecimento podem elevar os homens ao  
Divino.”*

*Ludwig van Beethoven*

## RESUMO

MENDONÇA, Celso Júnio Aguiar. Aplicação da tecnologia de impressão 3D no tratamento de fratura coronal do côndilo femoral. 2018. XX f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

O uso da tecnologia de impressão 3D vem crescendo exponencialmente em várias áreas da medicina incluindo a cirurgia ortopédica. A tecnologia de impressão 3D utiliza recursos computacionais como programas em ambiente CAD (Computer Aided Design) e CAM (Computer Aided Manufacturing) que permitem a segmentação e modelagem dos ossos e implantes (materiais de osteossíntese e próteses). Para isto se utiliza exames de imagens como a tomografia computadorizada (TC) que possibilita a reconstrução volumétrica tridimensional do objeto a ser estudado. Desta forma é possível a realização de um estudo da arquitetura e geometria óssea principalmente de locais de anatomia complexa como as articulações, pelve e coluna vertebral. Além disto, permite a realização de planejamento cirúrgico virtual em ambiente CAD para programação como por exemplo de redução de fratura, osteotomia, posicionamento e escolha do tipo e tamanho mais adequado de material de osteossíntese ou prótese. Esta tecnologia possibilita a impressão de modelos anatômicos em escala real utilizando termoplásticos que podem ser utilizados em simulações cirúrgicas para treinamento operatório e escolha do posicionamento do material de implante no local mais adequado seguindo o planejamento cirúrgico virtual. Os objetivos deste estudo foram: Avaliar a acurácia da impressão do modelo anatômico 3D a partir de imagens de TC, avaliando os parâmetros de aquisição das imagens do exame; Produzir, utilizando programas computacionais em ambiente CAD, um modelo anatômico virtual 3D; Produzir e analisar o modelo anatômico 3D impresso com a tecnologia FDM de manufatura aditiva e avaliar o protocolo proposto de planejamento cirúrgico baseado na utilização de modelo anatômico virtual e físico em um estudo de caso de pseudoartrose de fratura coronal do côndilo femoral. Conclusão: A utilização de modelo anatômico virtual e impresso 3D, utilizando a tecnologia de manufatura aditiva FDM e como termoplástico o ABS, mostrou-se eficaz e útil no planejamento e na realização do tratamento cirúrgico da pseudoartrose de fratura coronal do côndilo femoral.

**Palavras-chave:** Fratura de Hoffa. Fratura Coronal Côndilo Femoral. Pseudoartrose. Impressão 3D. Manufatura Aditiva. Prototipagem Rápida. Cirurgia. Ortopedia.



## ABSTRACT

MENDONÇA, Celso Júnio Aguiar. Application of 3D printing technology in the treatment of nonunion of the coronal femoral condyle fracture. 2018. XX f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

The use of 3D printing technology has been growing exponentially in several areas of medicine including orthopedic surgery. 3D printing technology uses computational resources such as Computer Aided Design (CAD) and Computer Aided Manufacturing (CAM) programs that allow the segmentation and modeling of bones and implants (osteosynthesis materials and prostheses). For this, we use image exams such as computed tomography (CT) that allows the three-dimensional volumetric reconstruction of the object to be studied. In this way it is possible to perform a study the architecture and bone geometry mainly of sites of complex anatomy such as joints, pelvis and spine. In addition, it allows the accomplishment of virtual surgical planning in a CAD environment for programming such as fracture reduction, osteotomy, positioning and choice of the most appropriate type and size of osteosynthesis or prosthesis material. This technology makes it possible to print anatomical models in real scale using thermoplastics that can be used in surgical simulations for operative training and to choose the positioning of the implant material in the most appropriate place following the virtual surgical planning. The objectives of this study were: To evaluate the accuracy of 3D anatomical model printing from CT images, evaluating the acquisition parameters of the images of the exam; To produce, using computer programs in CAD environment, a 3D virtual anatomical model; Produce and analyze the 3D anatomical model printed with the FDM technology of additive manufacture and evaluate the proposed protocol of surgical planning based on the use of virtual and physical anatomical model in a case study of nonunion of the coronal fracture of the femoral condyle. Conclusion: The use of 3D virtual and printed anatomical model using the FDM additive manufacturing technology and ABS as thermoplastic was shown to be effective and useful in planning and performing the surgical treatment of nonunion of the coronal fracture of the femoral condyle.

**Keywords:** Hoffa's fracture. Coronal fracture Femoral condyle. Pseudoarthrosis. Nonunion. 3D printing. Additive Manufacturing. Rapid Prototyping. Surgery. Orthopedics.

## LISTA DE FIGURAS

	PÁG
<b>Figura 1</b> - Imagens das radiografias do joelho direito em AP e Perfil do participante.	25
<b>Figura 2</b> - Imagens das radiografias panorâmicas dos membros inferiores em AP e Perfil do participante.	25
<b>Figura 3</b> - Imagens de tomografia computadorizada (TC) com cortes nos eixos sagital, axial e coronal.	27
<b>Figura 4</b> - Imagem da reconstrução tridimensional do fêmur distal e da tíbia proximal realizada na workstation do aparelho de TC.	27
<b>Figura 5</b> - Imagem da tela do programa Invesalius v3.1.1 mostrando a segmentação óssea.	28
<b>Figura 6</b> - Imagens da reconstrução volumétrica do osso.	29
<b>Figura 7</b> - Imagens da reconstrução volumétrica do osso com visão posterior e oblíqua do joelho direito mostrando o traço e o deslocamento da pseudoartrose.	29
<b>Figura 8</b> - Imagem do modelo ósseo virtual após segmentação no formato de arquivo stl.	30
<b>Figura 9</b> - Imagem da tela do programa Meshmixer v3.5.	30
<b>Figura 10</b> - Modelo ósseo virtual antes da renderização com o programa <i>Meshmixer</i> v3.5.	31
<b>Figura 11</b> - A imagem da direita mostra o modelo ósseo virtual após a renderização.	31
<b>Figura 12</b> - Imagem do modelo anatômico fêmur distal após a subtração da tíbia, fíbula e patela.	32
<b>Figura 13</b> - Imagens do fêmur distal após a subtração do fragmento do côndilo femoral lateral.	32
<b>Figura 14</b> - Imagens do fragmento do côndilo femoral lateral das faces lateral, posterior e medial.	32
<b>Figura 15</b> - Imagens da redução do fragmento da pseudoartrose.	33
<b>Figura 16</b> - Imagens da cirurgia virtual após realizada a redução do fragmento do côndilo femoral lateral.	34
<b>Figura 17</b> - Imagem da tela do programa Slic3r v1.3.0.	35
<b>Figura 18</b> - Imagens da tela do programa Repetier-Host v2.0.5.	36

<b>Figura 19</b> - Imagens da fluoroscopia no per-operatório com a conferência do posicionamento do material de osteossíntese.	47
<b>Figura 20</b> - Angulação do traço da pseudoartrose na radiografia do joelho em AP e Perfil.	51
<b>Figura 21</b> - Medidas dos ângulos do posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia do joelho em AP com quatro semanas de pós-operatório.	51
<b>Figura 22</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia do joelho em Perfil com quatro semanas de pós-operatório.	51
<b>Figura 23</b> - Angulação do traço da pseudoartrose na radiografia em AP e Perfil no modelo anatômico.	52
<b>Figura 24</b> - Medidas dos ângulos do posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em AP do modelo anatômico.	52
<b>Figura 25</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil do modelo anatômico.	52
<b>Figura 26</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil no modelo anatômico.	53
<b>Figura 27</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil do joelho com quatro semanas de pós-operatório.	54
<b>Figura 28</b> - Classificação de Letenneur.	98
<b>Figura 29</b> - Classificação de Fraturas AO-OTA.	99
<b>Figura 30</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão FDM.	104
<b>Figura 31</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão SLA.	105
<b>Figura 32</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão SLS.	106
<b>Figura 33</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão SLM.	108
<b>Figura 34</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão EBM.	109
<b>Figura 35</b> - Imagem esquemática da técnica de impressão Inkjet.	110

## LISTA DE FOTOS

	PÁG
<b>Foto 1</b> - Imagem da impressora de manufatura aditiva FDM do tipo desktop.	37
<b>Foto 2</b> - Imagens do modelo ósseo impresso com a tecnologia FDM em ABS branco, fêmur distal e fragmento do côndilo femoral lateral.	38
<b>Foto 3</b> - Imagem da realização da regularização das bordas e superfície do local da pseudoartrose para redução congruente e anatômica do fragmento do côndilo femoral lateral.	39
<b>Foto 4</b> - Imagem do material de osteossíntese utilizado na simulação cirúrgica do modelo anatômico impresso em 3D.	40
<b>Foto 5</b> - Imagens após redução anatômica do fragmento do côndilo femoral lateral e fixação provisória com dois fios de Kirschner 2,0 mm.	41
<b>Foto 6</b> - Imagens após fixação com dois parafusos de pequenos fragmentos.	24
<b>Foto 7</b> - Imagens do modelo ósseo impresso fixado com a placa bloqueada LCP na face lateral do modelo anatômico (fêmur distal).	43
<b>Foto 8</b> - Imagem do membro inferior direito preparado com campos cirúrgicos.	26
<b>Foto 9</b> - Imagem do acesso parapatelar lateral após abertura da cápsula articular e desbridamento do foco de pseudoartrose do côndilo femoral lateral.	45
<b>Foto 10</b> - Imagens mostrando a utilização do modelo anatômico impresso como navegação dos marcos anatômicos para realização da colocação dos parafusos e da placa de acordo com o planejamento virtual.	45
<b>Foto 11</b> - Imagens da redução e fixação provisória da pseudoartrose com dois fios de Kirschner 2,0 mm.	46
<b>Foto 12</b> - Imagem do sítio cirúrgico após fixação da pseudoartrose com a placa e parafusos.	47
<b>Foto 13</b> - Imagens do participante no pós-operatório (quatro semanas).	49

## LISTA DE TABELAS

	PÁG
<b>Tabela 1</b> - Parâmetros de aquisição das imagens de TC utilizadas no tratamento do caso clínico.	27
<b>Tabela 2</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento do traço da pseudoartrose, da placa e parafusos em relação às referências anatômicas do fêmur distal.	53
<b>Tabela 3</b> - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e parafusos em relação ao traço da pseudoartrose.	54
<b>Tabela 4</b> - Parâmetros importantes na aquisição de imagens de TC.	63
<b>Tabela 5</b> - Protocolo de aquisição de imagens de TC.	64
<b>Tabela 6</b> - Principais vantagens e desvantagens do uso da tecnologia de impressão 3D em cirurgias.	113

## LISTA DE GRÁFICOS

	PÁG
<b>Gráfico 1</b> - Ano de publicação dos trabalhos da revisão bibliográfica.	25

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

<b>3D</b>	Tridimensional
<b>ADM</b>	Amplitude de movimento
<b>ABS</b>	Acrilonitrila Butadieno Estireno
<b>AISI316L</b>	Aço Inox
<b>AO</b>	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen - Associação para o estudo da fixação interna
<b>AP</b>	Anteroposterior
<b>ATJ</b>	Artroplastia Total do Joelho
<b>ATQ</b>	Artroplastia Total do Quadril
<b>BPM</b>	Proteína Morfogenética Óssea
<b>CAD</b>	Computer Aided Design – Projeto Assistido por Computador
<b>CAM</b>	Computer Aided Manufacturing – Manufatura Assistida por Computador
<b>CPTP</b>	Condições Padrão de Temperatura e Pressão
<b>CrCo</b>	Cromo-Cobalto
<b>DICOM</b>	Data Imaging and Communication in Medicine - Dados de Imagem e Comunicação em Medicina
<b>DIY</b>	Do It Yourself – Faça você mesmo
<b>EBM</b>	Electron-Beam Melting – Fusão por Feixes de Elétrons
<b>ET</b>	Engenharia de Tecidos
<b>ETO</b>	Engenharia de Tecido Ósseo
<b>EUA</b>	Estados Unidos da América
<b>FDM</b>	Fused Deposition Modelling – Modelagem por Deposição Fundida
<b>FOV</b>	Field of View - Campo de Visão
<b>HA</b>	Hidroxiapatita
<b>HU</b>	Unidade de Hounsfield
<b>Kv</b>	Kilovolts
<b>LCP</b>	Locking Compression Plate – Placa Bloqueada de Compressão
<b>mA</b>	miliampere
<b>MA</b>	Manufatura Aditiva
<b>MR</b>	Medicina Regenerativa
<b>PACS</b>	

<b>PR</b>	Picture Archiving and Comunication System - Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens
<b>PEEK</b>	Prototipagem Rápida
<b>PGE</b>	Polieter-etercetona
<b>PLA</b>	Polietilenoglicol
<b>PMMA</b>	Ácido Polilático
<b>PSI</b>	Polimetilmetacrilato
<b>RM</b>	Patient-Specific Instrument - Instrumento Específico do Paciente
<b>ROI</b>	Ressonância Magnética
<b>RX</b>	Region of Interest – Região de Interesse
<b>SLA</b>	Radiografia
<b>SLM</b>	Stereolithography - Estereolitografia
<b>SLS</b>	Selective Laser Melting – Fusão por Laser
<b>stl</b>	Selective Laser Sintering – Sinterização Seletiva a Laser
<b>TC</b>	Surface Tessellation Language / Standard Tessellation Language
<b>Ti4ALV6</b>	Tomografia Computadorizada
<b>US</b>	Liga de Titânio
<b>UTFPR</b>	Ultrassonografia
<b>VSP</b>	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
<b>WYSIWG</b>	Virtual Surgical Planning – Planejamento Cirúrgico Virtual What You See Is What You Get – O que você vê é o que você consegue



# SUMÁRIO

	<b>PÁG</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	19
1.1 Histórico	21
1.2 Objetivo	21
<b>2 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	22
2.1 Caso Clínico – Pseudoartrose de Fratura de Hoffa	23
2.2 Processamento das Imagens	26
2.3 Cirurgia Virtual	33
2.4 Impressão do Modelo Ósseo em 3D	34
2.5 Simulação Cirúrgica com o Modelo Anatômico Impresso 3D	39
2.6 Tratamento Cirúrgico da Pseudoartrose da Fratura de Hoffa	44
<b>3 RESULTADOS</b>	47
<b>4 DISCUSSÃO</b>	54
4.1 Fratura de Hoffa	54
4.2 Tecnologia de Impressão 3D	60
4.2.1 Processamento de Imagens	61
4.2.1.1 Aquisição de Imagens	62
4.2.1.1.1 Denoising	66
4.2.1.1.2 Segmentação de Imagens	66
4.2.1.1.2.1 Conversão em arquivo STL	67
4.2.1.1.3 Modelagem do Objeto 3D	68
4.2.1.1.3.1 Geração da malha	69
4.2.1.1.3.2 Cleaning	69
4.2.1.1.3.3 Smoothing	69
4.2.2 Impressão 3D do Objeto	69
4.2.3 Aplicação da Tecnologia de Impressão 3D em Cirurgias Ortopédicas	70
4.2.3.1 Modelo Anatômico 3D	70
4.2.3.1.1 Educação Médica	71
4.2.3.1.2 Planejamento Pré-Operatório	72
4.2.3.1.3 Simulação Cirúrgica	73
4.2.3.1.4 Trauma Ortopédico	75
4.3 Discussão dos Resultados	79
4.4 Proposta para Estudos Futuros	81

<b>5 CONCLUSÃO</b>	82
<b>6 REFERÊNCIAS</b>	83
<b>7 APÊNDICES</b>	
<b>APÊNDICE A - Fratura Coronal do Côndilo Femoral</b>	98
1 Classificação	98
<b>APÊNDICE B - Impressão 3D</b>	100
1 Tecnologias de Impressão 3D	102
1.1 FDM	103
1.2 SLA	104
1.3 SLS / SLM / DMLS	105
1.4 EBM	108
1.5 Inkjet	109
2 Materiais	110
2.1 Esterelização	112
3 Aplicação da Tecnologia de Impressão 3D em Cirurgias Ortopédicas	112
3.1 Modelo Anatômico	113
3.2 Guias (corte e perfuração) e Gabaritos Cirúrgicos	114
3.3 Manufatura de Implantes, Próteses e Órteses	118
3.4 Impressão de Tecidos	121

## 1. INTRODUÇÃO

Nos últimos 30 anos tem aumentado exponencialmente o uso da tecnologia de impressão 3D na indústria e na medicina. Este aumento progressivo da utilização desta tecnologia foi impulsionado pelo aprimoramento dos processos produtivos e desenvolvimento tecnológico associado a redução de custos (ELEY, 2017).

Várias áreas da medicina, principalmente em áreas cirúrgicas como a ortopedia estão utilizando a manufatura de modelos anatômicos e implantes personalizados, permitindo desta maneira, planejamento pré-operatório acurado, simulação de cirurgias com treinamento da equipe e a melhor comunicação com o paciente (ZHENG, W. *et al.*, 2018)(RANKIN *et al.*, 2018).

A impressão tridimensional (3D), também chamada de prototipagem rápida (PR) e manufatura aditiva (MA) permite a impressão de modelos anatômicos reproduzindo a anatomia do paciente. Estes podem melhorar a compreensão do cirurgião sobre a anatomia e desvios de fraturas, e em alguns casos auxilia a fazer uma correta interpretação diagnóstica, onde não estava aparente nos exames complementares. Além disso, auxilia na compreensão das relações anatômicas das estruturas e da geometria de regiões de anatomia complexa, facilitando o planejamento pré-operatório acurado. Tais modelos auxiliam no treinamento de cirurgiões em áreas de anatomia complexa como pelve, coluna vertebral e regiões articulares. A impressão 3D permite o uso de guias personalizados impressos em 3D para realização de osteotomias com posicionamento preciso de implantes visando otimização dos resultados cirúrgicos. Implantes, guias de corte e perfuração, órteses e próteses customizadas podem ser criados de acordo com a anatomia individualizada de cada paciente. Também pode ajudar na avaliação da restauração da anatomia individual com o tratamento cirúrgico (VAISHYA *et al.*, 2018).

O planejamento virtual 3D permite ao cirurgião visualizar e compreender melhor a anatomia tridimensional total e planejar digitalmente, por exemplo, uma osteotomia corretiva para restaurar a anatomia e a função normal, ou permite um melhor posicionamento do implante. Esse planejamento é baseado nas imagens de tomografia computadorizada (TC) do paciente, nas quais várias abordagens cirúrgicas são levadas em consideração. O planejamento 3D tem o

potencial de aumentar a precisão do planejamento pré-operatório, aumentar a precisão da navegação cirúrgica, diminuir as complicações pós-operatórias, obter um uso mais econômico das salas cirúrgicas e melhorar a satisfação do paciente. Para tanto, guias cirúrgicos específicos do paciente são projetados para controlar o corte e a redução de acordo com o plano cirúrgico, objetivando melhorar a previsibilidade nos procedimentos de osteotomia e tratamento de fraturas (ROSSEELS *et al.*, 2018).

Nas artroplastias complexas, a produção de tais modelos auxilia no planejamento do procedimento cirúrgico. Ele vai além das imagens tridimensionais reconstruídas usualmente a partir de TC e dá ao cirurgião a oportunidade de estudar o problema, não apenas vendo-o em duas dimensões, mas mantendo o mesmo em sua mão, garantindo uma perspectiva 3D em tamanho real. As principais vantagens são a capacidade de avaliar os defeitos ósseos, avaliar os padrões de fratura, a acurácia da posição dos implantes de osteossíntese e das artroplastias. O biomodelo impresso oferece a oportunidade de planejar a instrumentação e os implantes necessários, otimizando assim a cirurgia. Os cirurgiões podem simular o procedimento e, se necessário, construir gabaritos, guias de corte e perfurações personalizadas com base na doença, anatomia e preferências do cirurgião (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

A utilização da tecnologia 3D no trauma ortopédico permite realização de planejamento cirúrgico virtual (VSP - Virtual Surgical Planning) proporcionando a redução dos fragmentos, a escolha do material de osteossíntese de acordo com a geometria óssea. Isto permite a impressão do modelo anatômico em escala real para melhor entendimento da anatomia, realização da simulação cirúrgica com devido o treinamento da equipe e verificação do material de osteossíntese pré-selecionado com a possibilidade de modelagem pré-operatória do material de osteossíntese, como nos casos de uso de placa e parafusos, adaptando a melhor superfície óssea local. Além disso, em cirurgias de trauma ortopédico, é possível a utilização de uma técnica de impressão 3D para imprimir uma imagem espelhada do osso do lado não afetado em tamanho real (semelhante ao lado afetado) com o objetivo de utilizar no pré-operatório para refinamento do planejamento e simulação cirúrgica e na abordagem intraoperatória para referenciar a redução anatômica da fratura (ZHANG, WENXI *et al.*, 2017).

## 1.1 Histórico

O conceito de impressão 3D originou na década de 80 com um rápido progresso permitindo um vasto uso em produtos da indústria incluindo a manufatura de produtos médicos (MOBBS *et al.*, 2018). Esse processo foi descrito pela primeira vez em 1981 por Hideo Kodama, do Instituto de Pesquisa Industrial Municipal de Nagoya, quando inventou métodos de fabricação para criar um modelo de plástico 3D (KAYE *et al.*, 2016). Em 1984, Charles Hull, desenvolveu o método de impressão de estereolitografia. Neste sistema de fabricação, as camadas foram adicionadas pela “cura” dos fotopolímeros com laser ultravioleta. Charles Hull inventou o formato de arquivo stl. (Stereolithography), introduzindo o conceito de fatiamento digital e estratégias de preenchimento do objeto virtual definindo esse processo de impressão como um “sistema para gerar objetos tridimensionais criando um padrão de seção transversal do objeto a ser formado” (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Em 1988, Scott Crump desenvolveu a tecnologia mais usada atualmente na impressão 3D chamada de Fused Deposition Modelling (FDM) envolvendo extrusão de material termoplástico aquecido em camadas sucessivas. A patente para essa tecnologia expirou no ano 2009, e levou a um crescimento exponencial neste campo com criação de numerosas máquinas de baixo custo disponíveis para o usuário final (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). A tecnologia de impressão 3D aplicada na medicina foi descrita pela primeira vez por Mankovich *et al.* em 1990 com a impressão de um modelo anatômico (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017).

## 1.2 Objetivo

O objetivo geral deste estudo foi avaliar um protocolo proposto de impressão 3D de um modelo anatômico obtido com o auxílio de tecnologia de manufatura aditiva a partir de dados de exames de imagens de um participante portador de pseudoartrose (ausência de consolidação) da fratura coronal do côndilo femoral (fratura de Hoffa).

Os objetivos específicos deste estudo foram:

- Avaliar a acurácia da impressão do modelo anatômico 3D a partir de imagens de TC, avaliando os parâmetros de aquisição das imagens do exame.
- Produzir, utilizando programas computacionais em ambiente CAD, um modelo anatômico virtual 3D.
- Produzir e analisar o modelo anatômico 3D impresso com a tecnologia FDM de manufatura aditiva.
- Avaliar o protocolo proposto de planejamento cirúrgico baseado na utilização de modelo anatômico virtual e físico em um estudo de caso de pseudoartrose de fratura coronal do côndilo femoral.

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

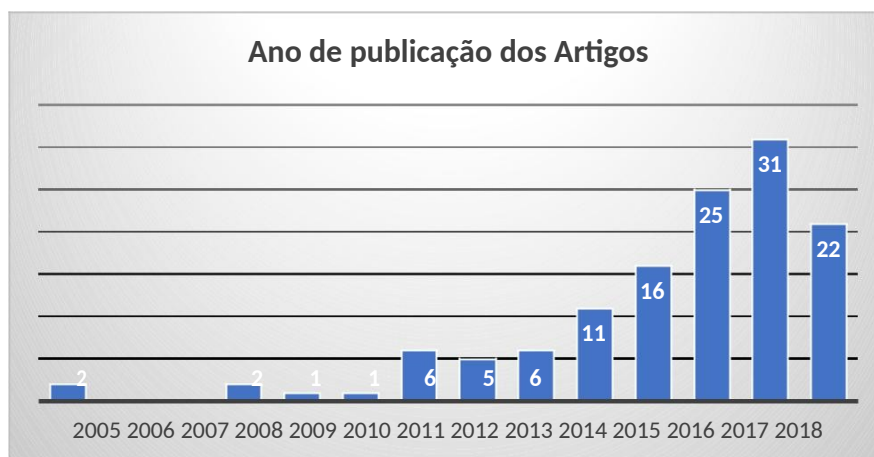
Para demonstrar o uso da técnica de uso da manufatura aditiva em cirurgias ortopédicas foi selecionado um caso clínico de um indivíduo portador de pseudoartrose de uma fratura coronal do côndilo femoral lateral (fratura de Hoffa). Realizado o estudo da geometria óssea, o planejamento pré-operatório virtual, planejamento pré-operatório com a impressão de modelo anatômico em 3D em escala real 1:1 da região distal do fêmur. Neste modelo foi simulado a fixação da pseudoartrose com material de osteossíntese (placa e parafusos). Avaliado a posição da osteossíntese tanto modelo anatômico quanto no indivíduo que foi submetido ao procedimento cirúrgico para tratamento da lesão.

Para a documentação deste estudo foi realizado uma revisão integrativa da literatura internacional, em língua inglesa, em agosto de 2018 nas bases de dados PubMed, ScienceDirect, Mendeley e Google Scholar com a associação das seguintes palavras chaves: *Hoffa's Fracture*, *Distal Femur Fracture*, *Coronal Condylar Fracture* sendo selecionados 66 artigos. Com associação das seguintes palavras chaves: *3D printing*, *Additive Manufacturing*, *Rapid Prototyping*, *Planning Bone Surgery*, *Orthopaedic Surgery* foram encontrados 230 artigos.

Não foi estabelecido período de temporalidade; foram escolhidos os artigos que o autor considerou de maior abrangência e relevância para este

estudo, sendo a maioria com menos de 5 anos de publicação (17 Artigos com mais de 5 anos, todos estes sobre fratura de Hoffa) (Gráfico 1). Para redação deste estudo foram utilizados 128 artigos desta seleção (52 sobre fratura de Hoffa, destes, 8 sobre pseudoartrose desta fratura e 76 sobre manufatura aditiva em cirurgia).

Gráfico 1 - Artigos da revisão bibliográfica distribuídos por ano de publicação.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Este estudo foi realizado após aprovação no Comitê de Ética da Universidade Tecnológica do Paraná – UTFPR com registro na Plataforma Brasil sob o CAAE: 94788418.2.0000.5547 e aprovado no Comitê de Ética da instituição co-participante, Hospital Marcelino Champagnat (Associação Paranaense de Cultura – APC) sob o CAAE: 94788418.2.3001.0020.

## 2.1 Caso Clínico

O participante deste estudo é do sexo masculino, 44 anos, residente na cidade de Piraquara - PR, possui a profissão de motorista. Em novembro de 2010 o participante sofreu acidente motociclístico com politraumatismo grave apresentado fratura exposta segmentar do fêmur esquerdo (fratura do fêmur proximal e da região do fêmur distal), submetido a tratamento cirúrgico evoluindo com complicação pós-operatória: osteomielite aguda pós-traumática do fêmur proximal. Após o tratamento das fraturas e da osteomielite o participante apresentou sequela do traumatismo no membro inferior esquerdo com consolidação viciosa da fratura do fêmur proximal com deformidade angular em

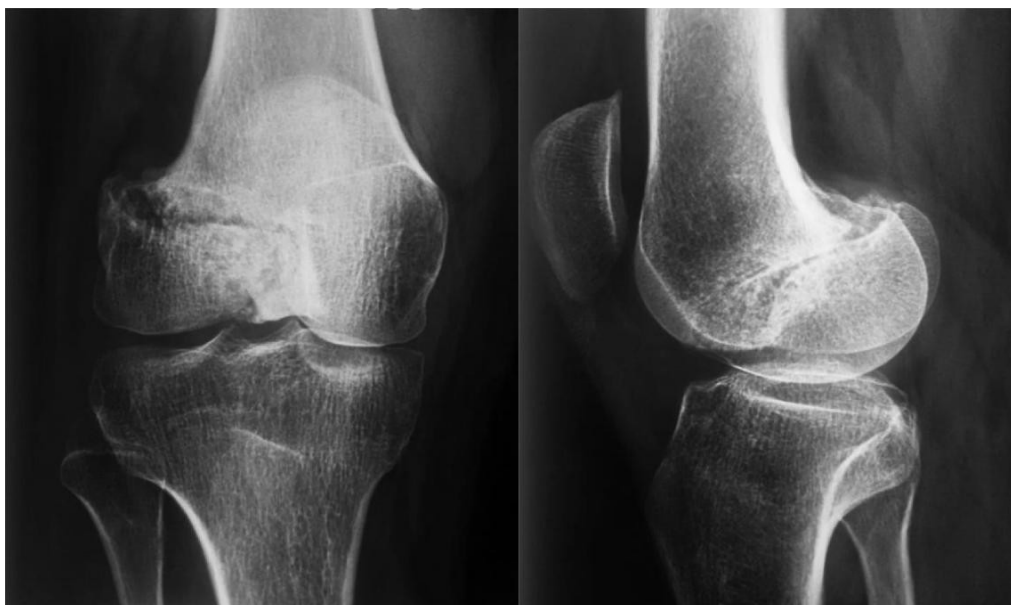
varo, rotação externa do membro inferior esquerdo, consolidação viciosa da fratura do fêmur distal com extensão, deformidade em varo e osteoartrite pós-traumática do quadril e joelho esquerdo com diminuição da amplitude de movimento do quadril e do joelho além da diminuição do comprimento do membro inferior esquerdo. Devido as sequelas pós-traumáticas do membro inferior esquerdo apresenta alteração da marcha devido a limitação de movimento do quadril e joelho esquerdo associado à dor crônica.

Aproximadamente há 3 anos iniciou com dor, com piora progressiva e limitação funcional do joelho direito. Foram realizados exames radiográficos para avaliação das articulações e ossos dos membros inferiores, tendo sido diagnosticado ausência de consolidação de fratura coronal do côndilo femoral lateral do joelho direito - fratura de Hoffa - com a classificação sendo do tipo III de Letteneur (Figuras 1 e 2) (Anexo A). O participante relata que não sofreu nenhum acidente após 2010 e que antes do referido acidente motociclístico não havia sofrido trauma grave no membro inferior direito. Desta forma, considera-se que a pseudoartrose da fratura de Hoffa é devido ao acidente em 2010, não tendo sido previamente diagnosticada. O participante não apresenta alterações degenerativas no joelho direito ou alterações radiológicas que demonstrassem osteonecrose do côndilo femoral lateral.

O exame clínico do joelho direito do participante no pré-operatório apresentava-se com desvio angular em valgo leve, aumento moderado do volume desta articulação, não apresentava derrame articular e a palpação era indolor na face lateral do joelho direito com amplitude de movimento (ADM) de 0 a 130°.



Figura1 - Imagens das radiografias do joelho direito em AP e Perfil do participante.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Figura 2: Imagens das radiografias panorâmicas dos membros inferiores em AP e Perfil do participante.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Após avaliação criteriosa do exame clínico ortopédico e dos exames radiográficos foi indicado tratamento cirúrgico da pseudoartrose da fratura coronal do côndilo femoral lateral.

Para melhor entendimento da geometria óssea e da natureza da lesão foi solicitado exame de Tomografia Computadorizada (TC). Com a realização desta TC confirmou-se ausência da consolidação da fratura (pseudoartrose) sendo a mesma classificada segundo Letteneur como tipo III (Figuras 3 e 4) (Anexo A).

A programação cirúrgica foi realizada com base na utilização da tecnologia de manufatura aditiva como recurso para otimizar os resultados da cirurgia, haja vista, a lesão tinha aproximadamente 6 anos de evolução, situava-se em local de anatomia complexa e a fixação da pseudoartrose tinha que ser o mais estável possível para permitir reabilitação precoce do tratamento cirúrgico do joelho direito.

A partir das imagens do exame de TC foi criado um modelo anatômico que permitiu a realização da cirurgia virtual, (descrita no item 2.3.) a impressão do modelo anatômico em 3D em escala 1:1 (tamanho real), a realização da simulação da cirurgia com a fixação da pseudoartrose com a escolha material de osteossíntese mais adequado para o tratamento da lesão. Este processo permitiu um melhor entendimento da lesão e da anatomia complexa da articulação e o treinamento da equipe durante a simulação cirúrgica.

## **2.2 Processamento das Imagens**

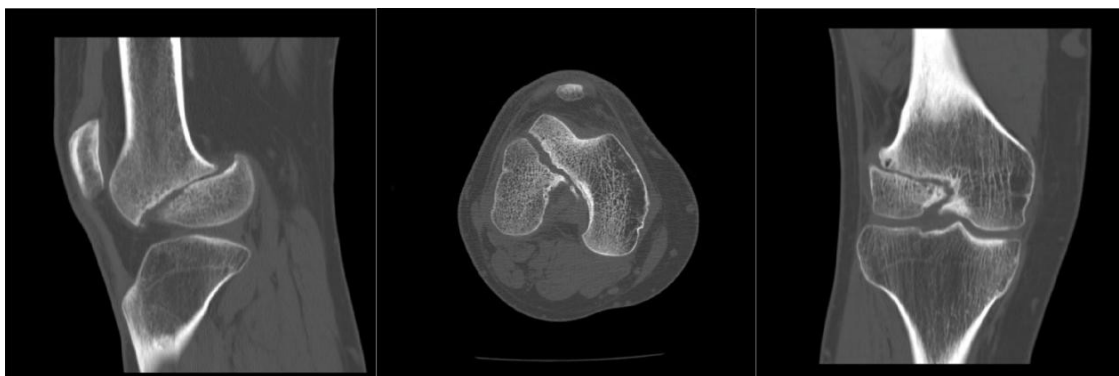
O exame utilizado para a aquisição das imagens do osso para a impressão do modelo anatômico foi o de TC adquirida em um tomógrafo GE lightspeed VCTÒ, ano de fabricação 2008, 64 canais, com protocolo de aquisição de imagens específico para tecido ósseo na região do joelho, estabelecido pela equipe de radiologia da instituição co-participante, Hospital Marcelino Champagnat, com os seguintes parâmetros (tabela 1):

Tabela 1- Parâmetros de aquisição das imagens de TC utilizadas no tratamento do caso clínico

Parâmetros	Descrição
FOV (campo de visão)	17x17cm
Scout	Protocolo do aparelho
ROI (região de interesse)	Região do joelho
KV	120
mA	298
Pitch	512x512
Colimação	Large body
Slice thickness (espessura da corte)	0,6mm
Slice increment (espessura do intervalo)	0,969mm

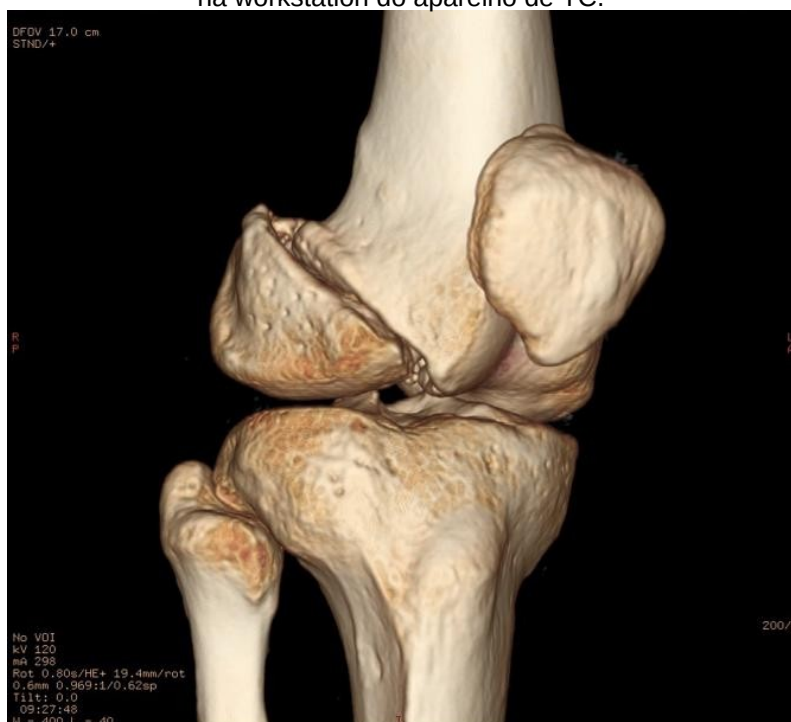
Fonte: Aatoria Própria (2018).

Figura 3 - Imagens de TC com cortes nos eixos sagital, axial e coronal.



Fonte: Aatoria Própria (2018).

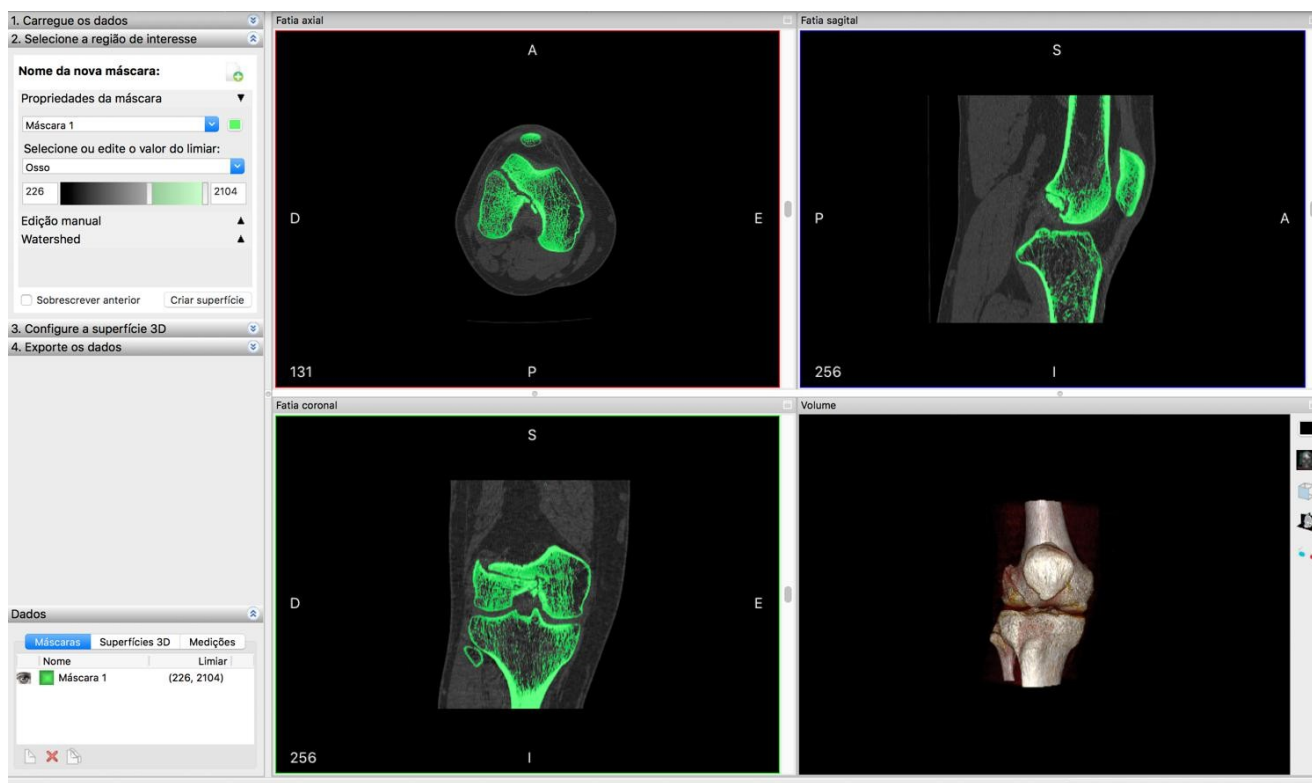
Figura 4 - Imagem da reconstrução tridimensional do fêmur distal e da tíbia proximal realizada na workstation do aparelho de TC.



Fonte: Aatoria Própria (2018).

Para a criação do modelo anatômico virtual a ser usado na programação cirúrgica foi realizado a segmentação, ou seja, a separação do tecido ósseo nas imagens do exame de TC. Para a realização da segmentação das imagens foi utilizado o programa *Invesalius* (v3.1.1, Centro de Tecnologia da Informação Renato Acher – CTI, Campinas, Brasil) conforme mostrado nas figuras 5 e 6. A segmentação óssea foi realizada por algoritmo automático do programa que identificou o tecido ósseo na janela de limiar (thresholding) entre 226 e 2014 HU (unidade de Hounsfield). O programa criou uma máscara para identificar o tecido segmentado, neste caso, a máscara foi verde como mostrado na figura 5. O programa *Invesalius* permitiu a visualização do objeto reconstruído em várias posições no espaço auxiliando o melhor entendimento da geometria do osso (Figura 7). Foi realizado a reconstrução volumétrica do objeto e criado um arquivo no formato de arquivo stl. (Figura 8). O arquivo no formato stl. pode ser exportado para um ambiente CAD (Computer Aided Design) para ser realizado a modelagem virtual do objeto, como mostrado na figura 8.

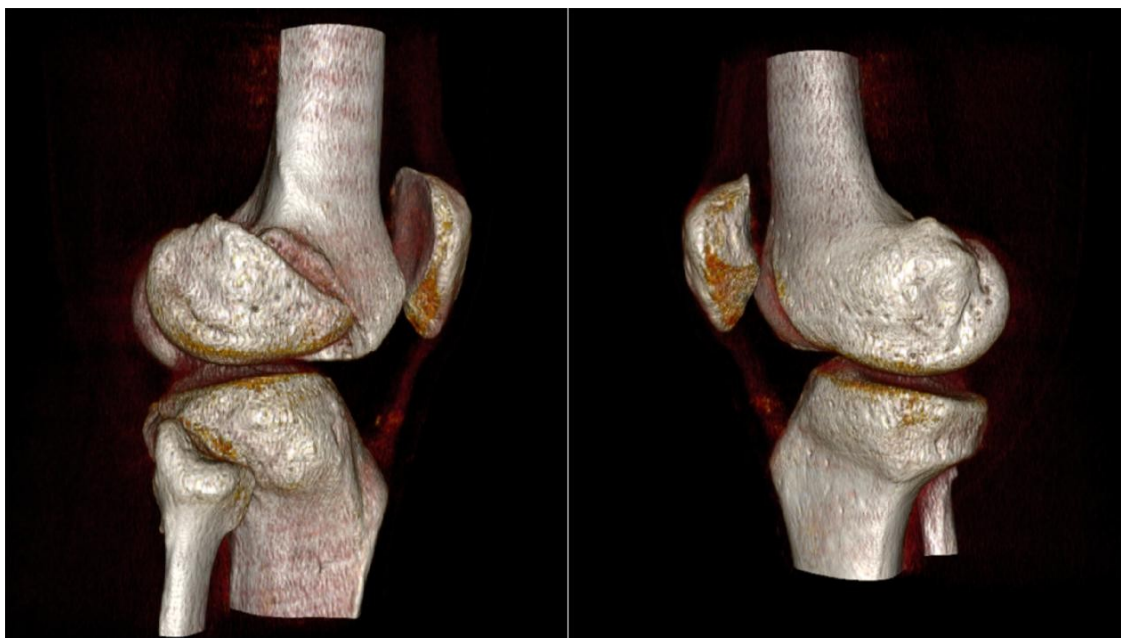
Figura 5 - Imagem da tela do programa *Invesalius* v3.1.1 mostrando a segmentação óssea.



Fonte: Programa *Invesalius* v3.1.1 (2018).

Nota: Nesta figura estão as imagens dos cortes axial, sagital, coronal e a imagem do volume reconstruído do tecido ósseo segmentado.

Figura 6 - Imagens da reconstrução volumétrica do osso.



Fonte: Programa *Invesalius* v3.1.1 (2018).

Figura 7 - Imagens da reconstrução volumétrica do osso com visão posterior e oblíqua do joelho direito mostrando o traço e o deslocamento da pseudoartrose.



Fonte: Programa *Invesalius* v3.1.1 (2018).

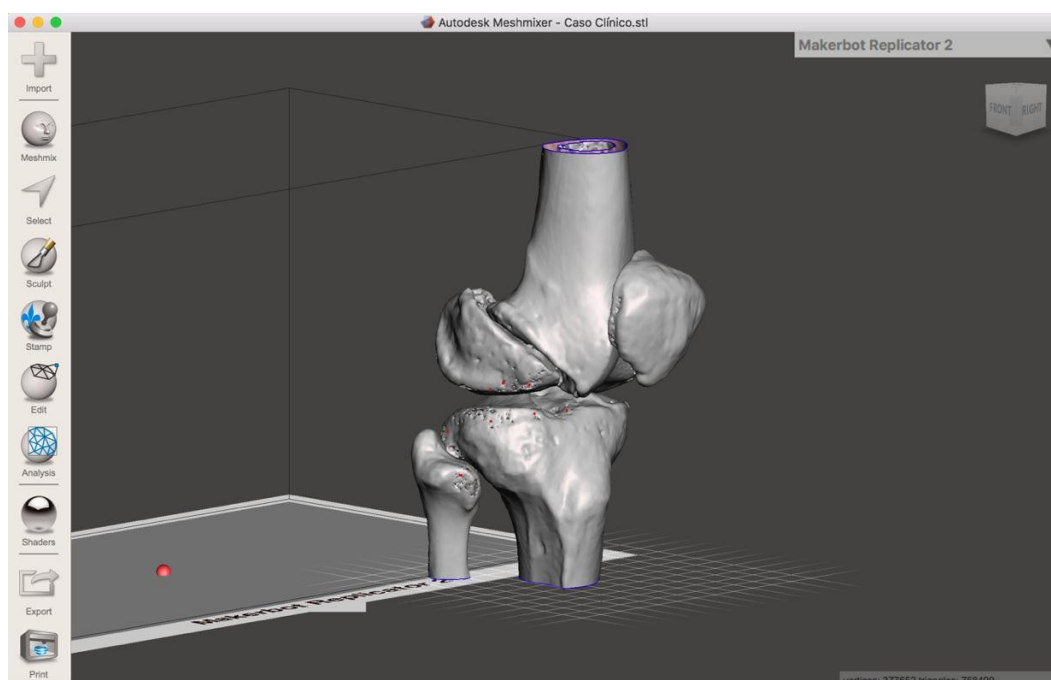
Figura 8 - Imagem do modelo ósseo virtual após segmentação no formato de arquivo stl.



Fonte: Autoria Própria (2018).

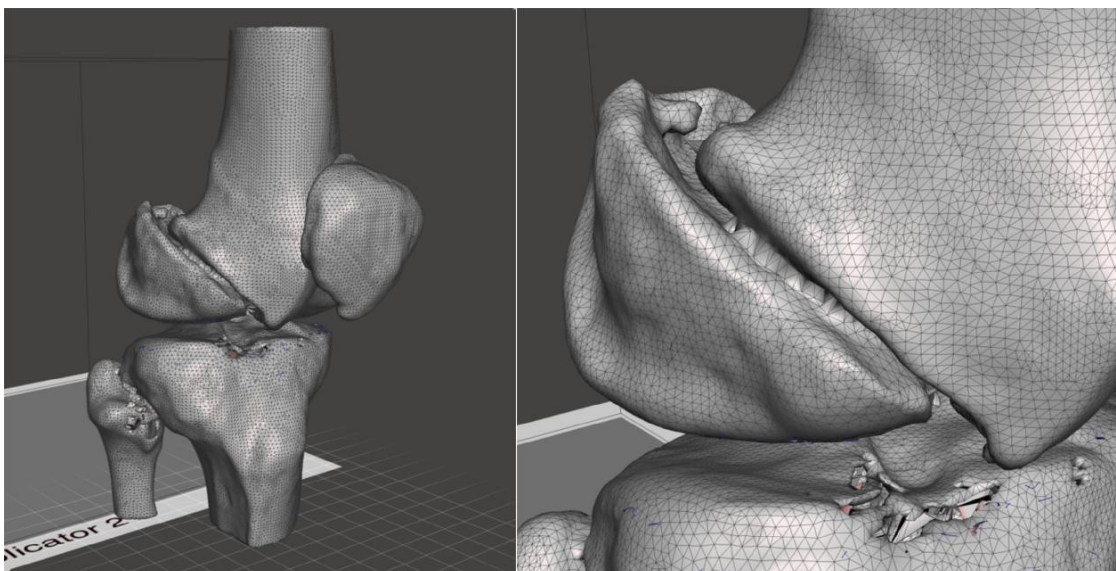
O objeto foi modelado e renderizado (renderização é o processo pelo qual se obtém o produto final de um processamento digital qualquer. Este processo aplica-se essencialmente em programas de modelagem 2D e 3D) através do programa *Meshmixer* (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA) com a realização da regularização da superfície interna e externa do osso. Este programa permite que sejam feitos ajustes e correções de defeitos na superfície e no interior do objeto para que a reconstrução fique o mais próximo possível do objeto real (Figuras 9 a 14).

Figura 9 - Imagem da tela do programa *Meshmixer* v3.5.



Fonte: Programa *Meshmixer* v3.5 (2018).

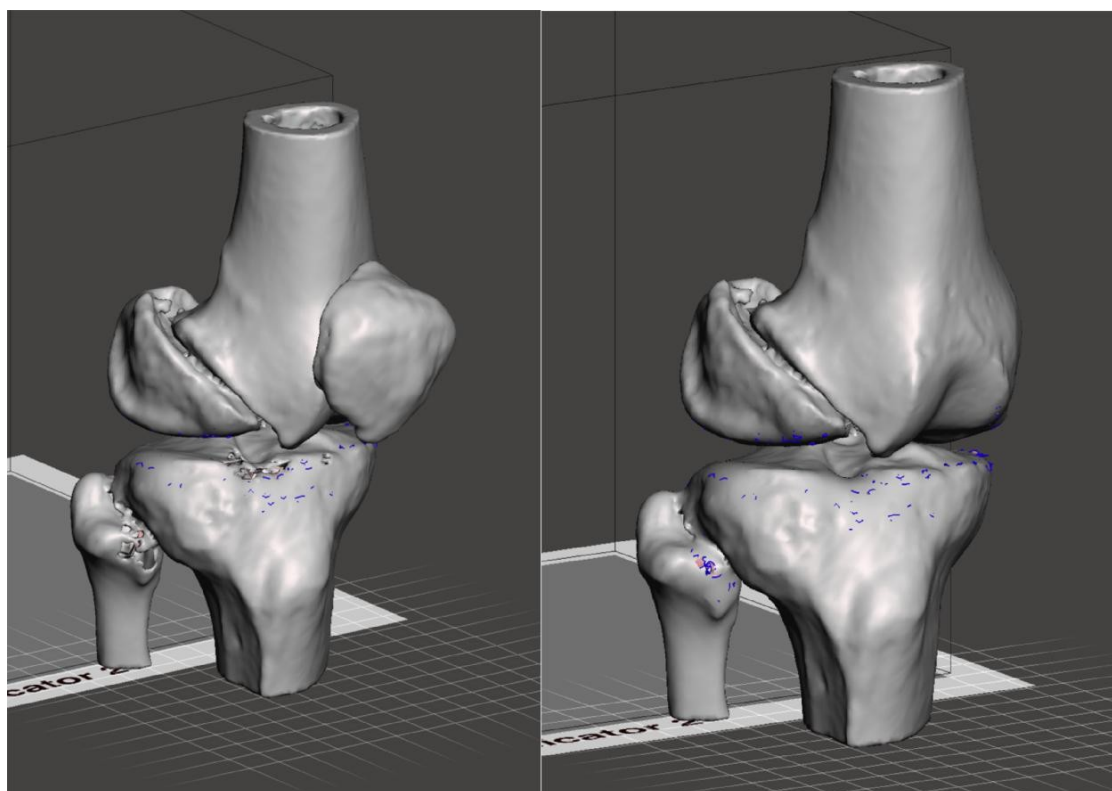
Figura 10 – Modelo ósseo virtual antes da renderização com o programa *Meshmixer* v3.5.



Fonte: Programa *Meshmixer* v3.5 (2018).

Nota: Foi criada uma malha (*mesh*) para melhor entendimento das irregularidades e falhas na superfície do objeto e facilitar a posterior correção destas falhas.

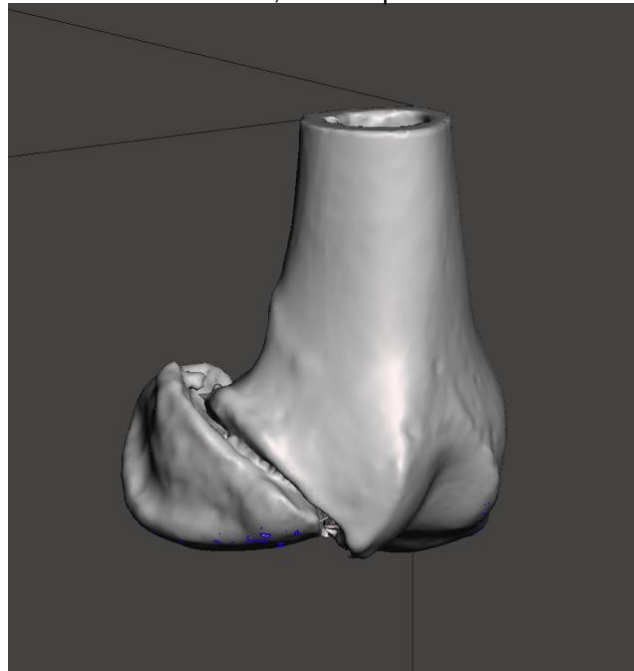
Figura 11 - Modelo ósseo virtual durante e após a renderização.



Fonte: Programa *Meshmixer* v3.5 (2018).

Nota: A imagem da esquerda mostra o modelo ósseo virtual durante renderização com o preenchimento sólido da cortical. A imagem da direita mostra a superfície do objeto após a sua regularização com a retirada das falhas geradas durante o processo de segmentação, com a subtração da patela.

Figura 12 - Imagem do modelo anatômico do fêmur distal após a renderização e subtração da tíbia, fíbula e patela.



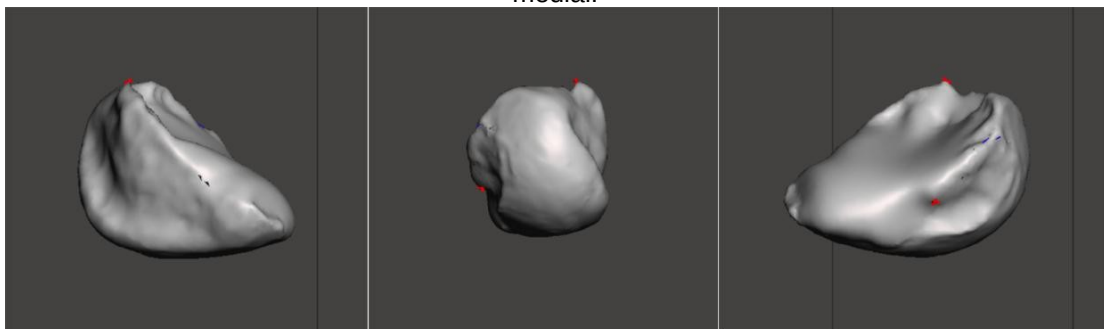
Fonte: Programa Meshmixer v3.5 (2018).

Figura 13 - Imagens do fêmur distal após a renderização e subtração do fragmento do côndilo femoral lateral.



Fonte: Programa Meshmixer v3.5 (2018).

Figura 14 - Imagens do fragmento distal do côndilo femoral lateral; faces lateral, posterior e medial.



Fonte: Programa Meshmixer v3.5 (2018).

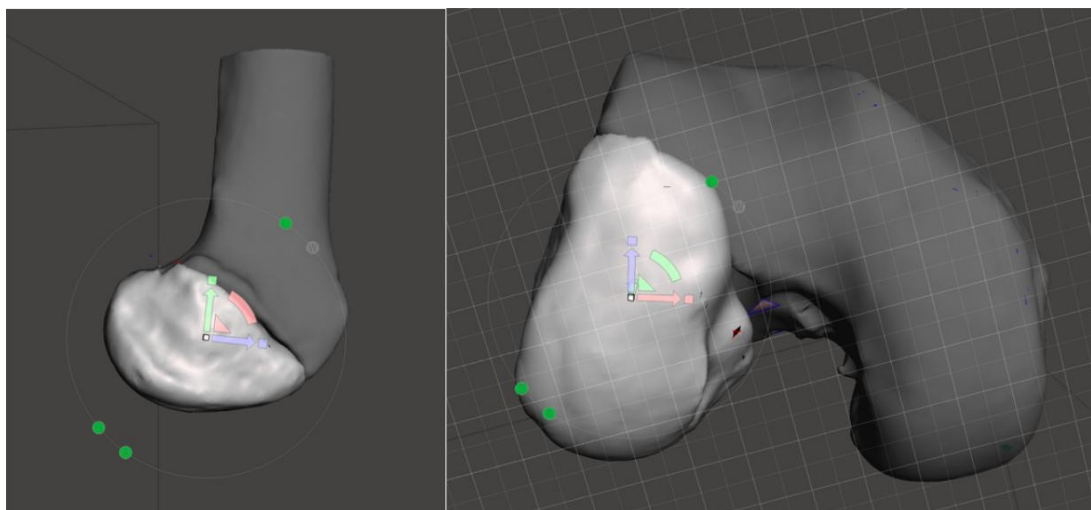


## 2.3 Cirurgia Virtual

Uma vez reconstruído virtualmente o objeto, este foi manipulado e modelado de forma a se estudar a superfície e estrutura interna com vistas a melhor compreensão da geometria e das relações anatômicas. A utilização de um programa computacional com a tecnologia CAD permite a realização do planejamento cirúrgico virtual, com a redução dos fragmentos (Figura 14). Foram separados virtualmente os fragmentos da pseudoartrose para melhor estudo da lesão, e a seguir realizado a redução dos fragmentos na posição anatômica e o posicionamento do material de osteossíntese no local desejado.

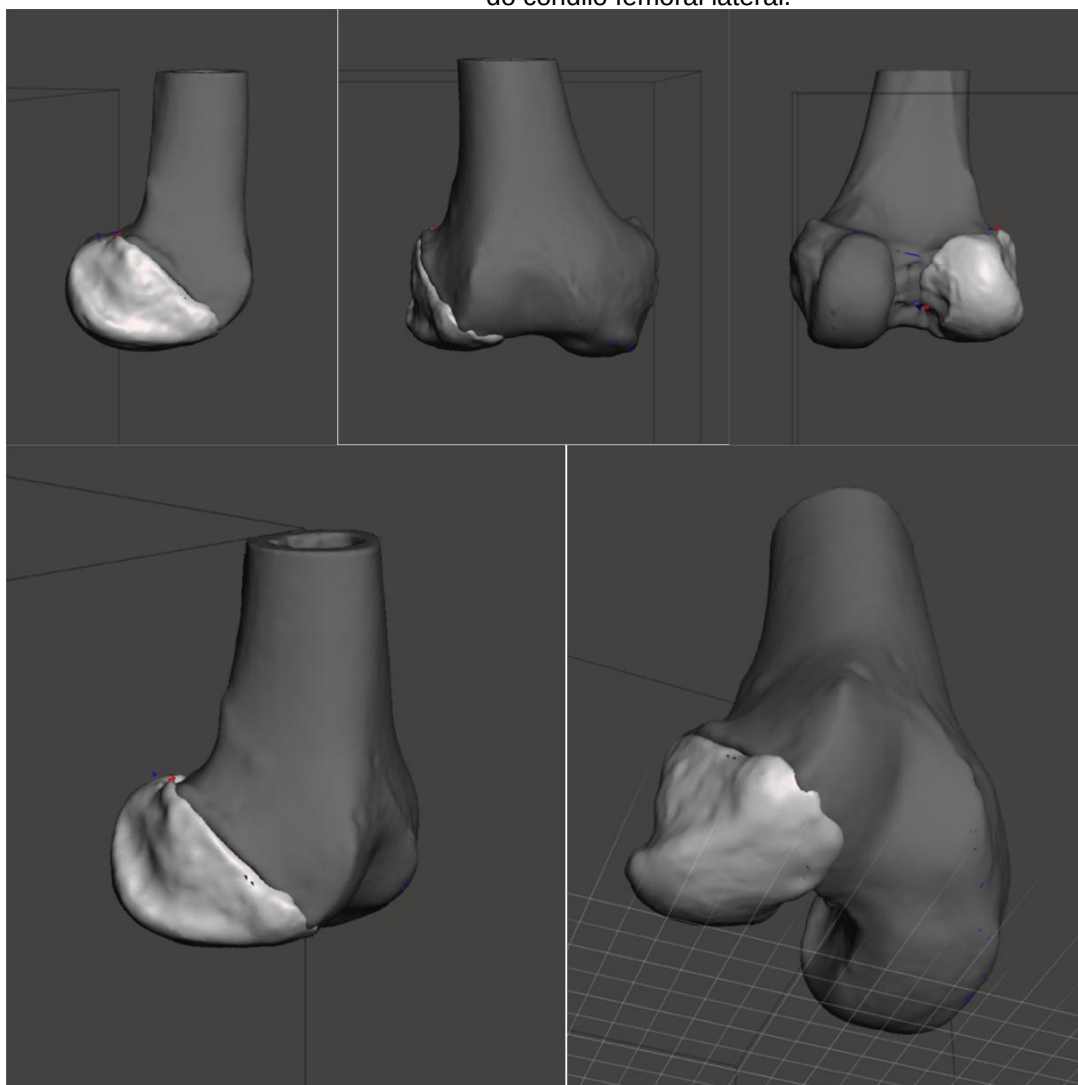
Todo o processo de cirurgia virtual foi realizado em ambiente CAD com uso do programa *Meshmixer v3.5* (Figuras 15 e 16).

Figura 15: Imagens da redução do fragmento da pseudoartrose.



Fonte: Programa *Meshmixer v3.5* (2018).

Figura 16 - Imagens da cirurgia virtual após realizada a redução do fragmento do côndilo femoral lateral.



Fonte: Programa *Meshmixer* v3.5 (2018).

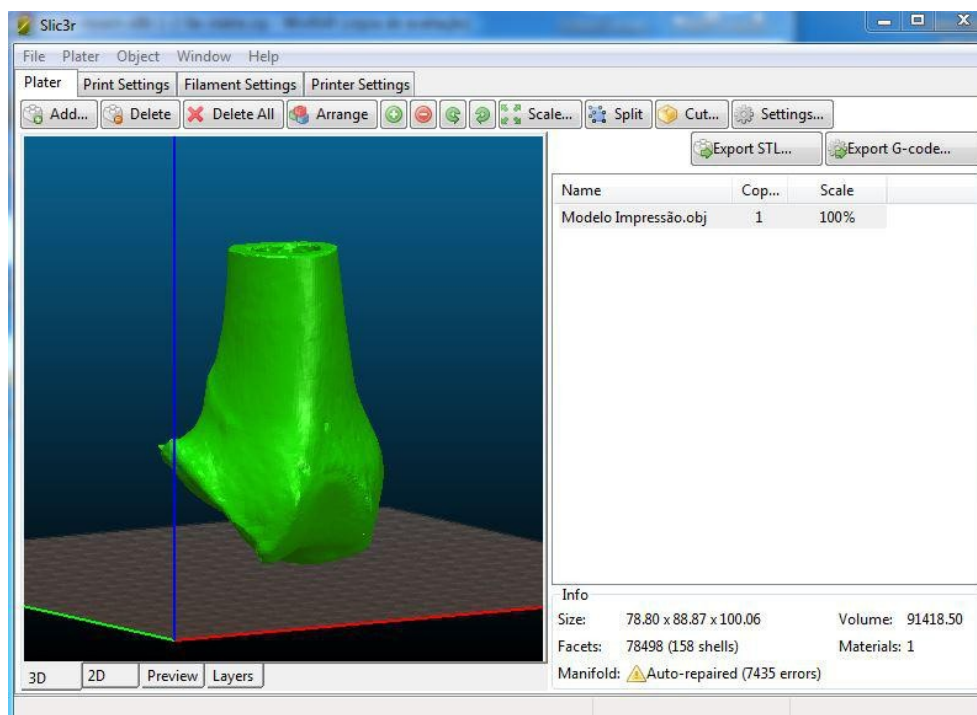
Nota: Verificado a congruência articular em vários planos.

## 2.4 Impressão do Modelo Ósseo em 3D

Após a criação do objeto no formato stl., o arquivo foi exportado para um programa para geração do GCode (código G), linguagem utilizada pelos programas CAM (Computer Aided Manufacturing) para a manufatura dos objetos 3D. O GCode tem como função principal instruir a máquina a se mover geometricamente nas três dimensões X, Y e Z. É uma linguagem extremamente simples e rudimentar, trata-se de linhas sequenciais de instruções, cada qual responsável por uma tarefa específica e o programa é executado linha por linha até o fim do código.

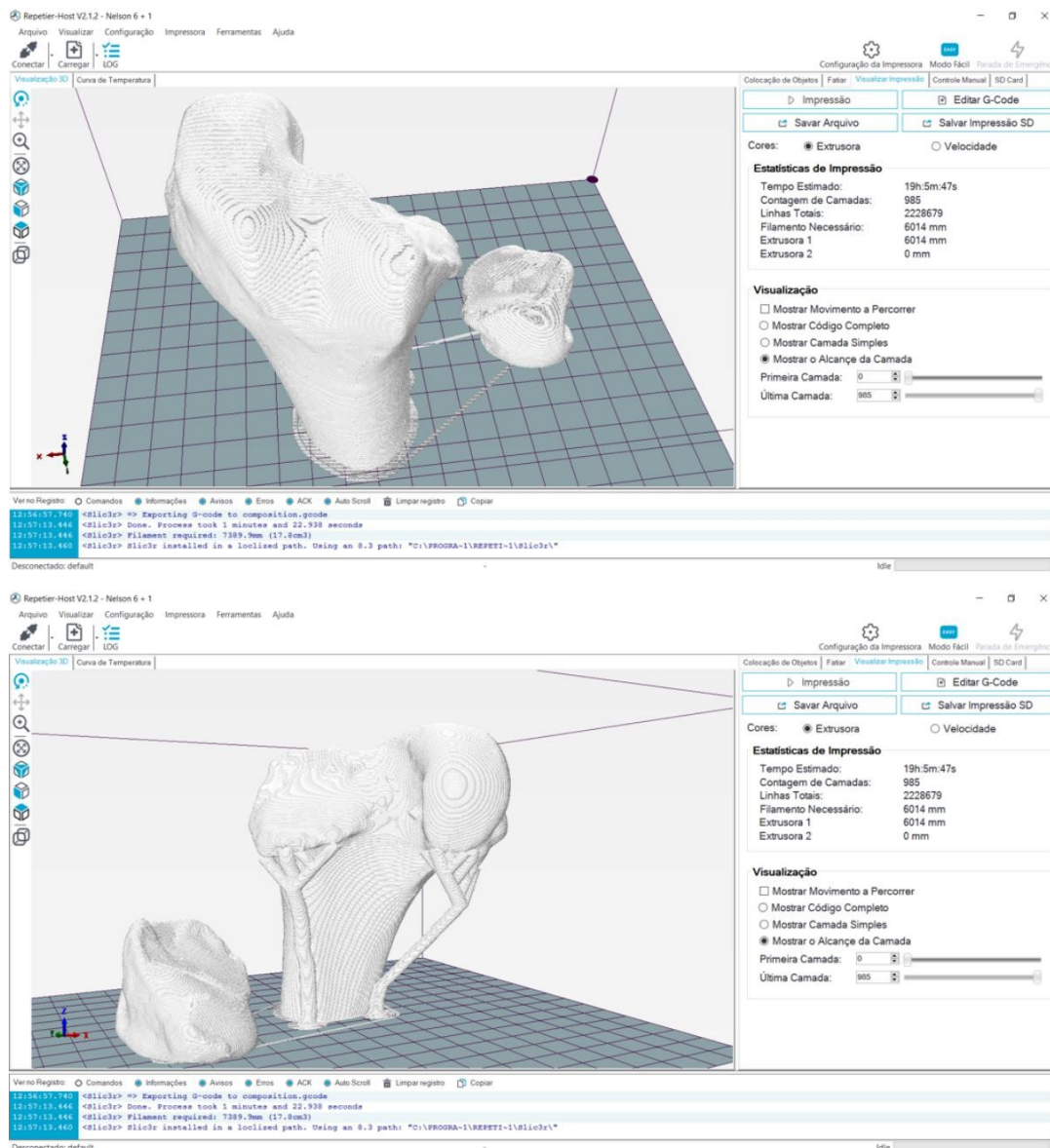
Para a geração do GCode do objeto foi utilizado o programa *Slic3r* (v1.3.0, Ranellucci A., Lenox J.) (Figura 17).

Figura 17 - Imagem da tela do programa *Slic3r* v1.3.0.



Fonte: Programa *Slic3r* v1.3.0 (2018).

Após a geração do GCode as informações foram exportadas para um ambiente CAM, o programa *Repetier-Host* (v2.0.5., HotWorld GmbH & Co. KG, Willich, Alemanha) para realização da manufatura aditiva do modelo anatômico sendo configurado os parâmetros de impressão como termoplástico utilizado, densidade do polímero, diâmetro do filamento, temperatura de extrusão, velocidade de impressão, altura (espessura) da camada, resolução (distância entre os pontos da extrusão), preenchimento da estrutura e suporte da peça (Figura 18).

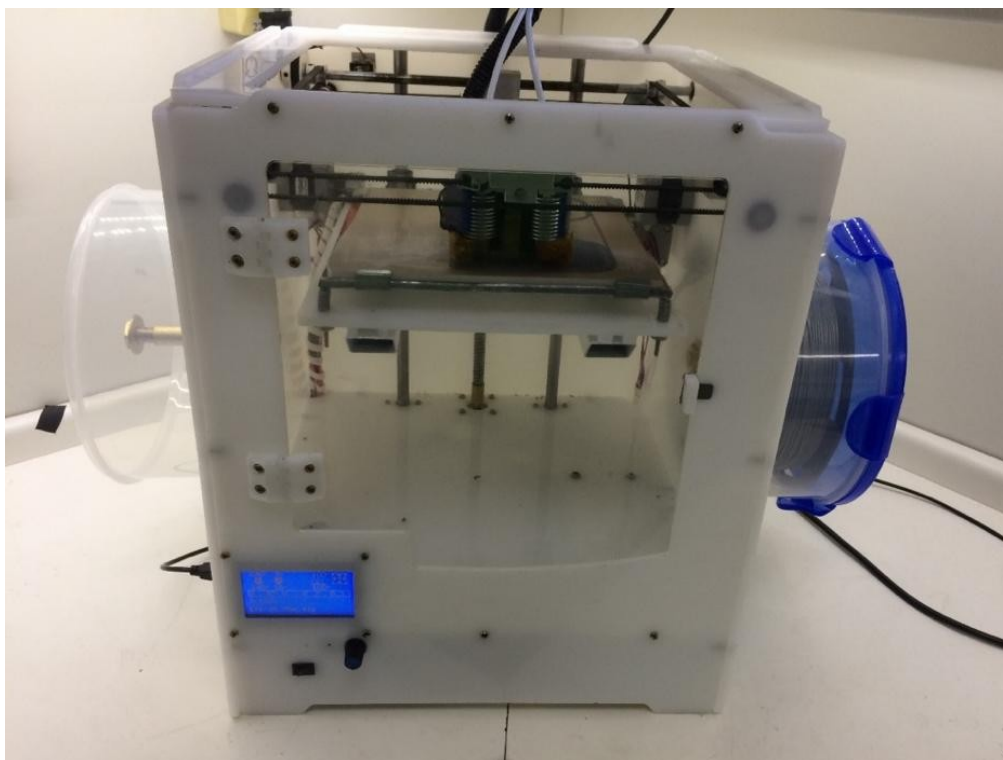
Figura 18 - Imagens da tela do programa *Repetier-Host* v2.0.5.

Fonte: Programa *Repetier-Host* v2.0.5 (2018).

Nota: Imagens mostrando em vários ângulos o posicionamento do modelo 3D na mesa de impressão com os suportes criados pelo programa que permitem a impressão do modelo sem o colapso da estrutura.

Foi obtido o modelo anatômico através de manufatura aditiva, com polímero termoplástico Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), na apresentação de filamento com 1,75 mm de diâmetro, com densidade de 1,24 g/cm<sup>3</sup>, de cor branca utilizando equipamento de impressão desenvolvido em um projeto de pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), o qual tem volume igual a 140 mm x 180 mm x 170 mm (largura, comprimento e profundidade), usa tecnologia de manufatura aditiva do tipo Fused Deposition Modelling - FDM (Foto 1).

Foto 1 - Imagem da impressora de manufatura aditiva FDM do tipo desktop.



Fonte: Autoria Própria (2018).

O processo de produção utilizando o equipamento de manufatura aditiva, possui velocidade de deposição variável e se adapta à diferentes características do modelo, variando entre 10 mm/s a 60 mm/s, enquanto o deslocamento em vazio chega a 150 mm/s, resultando em um tempo total para produzir a peça em 19:05 h.

O modelo medindo 78,80 mm x 88,87 mm, 100.06 mm (X, Y e Z), foi produzido em escala 1:1, com resolução mecânica do dispositivo de  $\pm 0,01$  mm, porém, em função de deformação natural do polímero ao ser aquecido, extrudado e resfriado, a variação dimensional atingiu em média  $\pm 0,2$  mm nas direções X e Y, enquanto que em Z, onde o dispositivo deposita material em camadas, cada camada possui 0,2 mm com precisão dos movimentos do mecanismo de  $\pm 0.001$  mm. Da mesma forma o polímero sofre deformação e a variação dimensional na altura do modelo ficou em média  $\pm 0,1$  mm. A temperatura de extrusão foi de 210°C. Foram impressas 985 camadas utilizando 6,014 m de filamento de ABS. A manufatura do modelo impresso reproduziu o perfil interno e externo da parte cortical do osso, sendo preenchido com 100% de polímero, representando a geometria real do osso (Foto 2).

Foto 2 - Imagens do modelo ósseo impresso em 3D com a tecnologia FDM em ABS branco, fêmur distal e fragmento do côndilo femoral lateral.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Após a produção do modelo, foram retirados os suportes e corrigidas as pequenas deformações provenientes do processo produtivo. Em seguida a

superfície de contato entre os fragmentos foi polida para melhora adaptação durante a fixação com material de osteossíntese na simulação cirúrgica (Foto 3).

Foto 3 - Imagem da realização da regularização das bordas e superfície do local da pseudoartrose para redução congruente e anatômica do fragmento do côndilo femoral lateral.



Fonte: Autoria Própria (2018).

## 2.5 Simulação Cirúrgica com o Modelo Anatômico Impresso

Após a impressão do modelo anatômico 3D, foi realizada a simulação da osteossíntese com a fixação da pseudoartrose. Devido a geometria da lesão e do traço da pseudoartrose foi definido pela equipe cirúrgica que a osteossíntese seria com a utilização de placa e parafusos na face lateral do côndilo femoral lateral, de acordo com os trabalhos recentes que demonstram o uso de placa e parafusos sendo mais estável do ponto de vista biomecânico no tratamento de fratura coronal do côndilo femoral (SUN *et al.*, 2017)(PIRES *et al.*, 2018). Foram utilizados: parafuso esponjoso de pequenos fragmentos 4,0 mm, parafuso cortical de pequenos fragmentos 3,5 mm, placa LCP (Locking Compression Plate) e parafusos bloqueados de pequenos fragmentos 3,5 mm (Foto 4).

Foto 4 - Imagem do material de osteossíntese utilizado na simulação cirúrgica do modelo anatômico impresso em 3D.



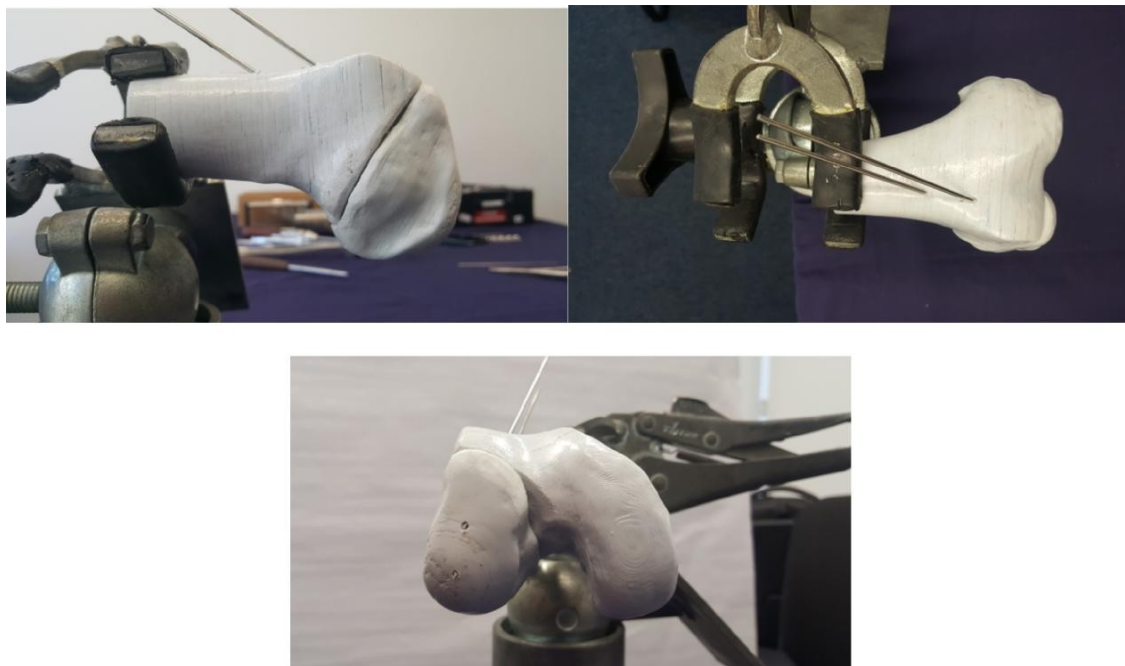
Fonte: Autoria Própria (2018).

Nota: Uma placa LCP com cinco furos, quatro parafusos bloqueados, dois parafusos de pequenos fragmentos.

A fixação da pseudoartrose do côndilo femoral lateral foi realizada de acordo com os princípios de fixação de fraturas articulares da técnica desenvolvida pela AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Associação para o estudo da fixação interna, Davos, Suíça) (AO Principles of Fracture Management, 2018). A pseudoartrose foi reduzida e fixada temporariamente com fios de Kirchner 2,0 mm e verificado redução anatômica da superfície do modelo (Foto 5).



Foto 5 - Imagens após redução anatômica do fragmento do côndilo femoral lateral e fixação provisória com dois fios de Kirchner 2,0 mm.



Fonte: Autoria Própria (2018).

A seguir dois parafusos esponjosos de pequenos fragmentos 4,0 mm de rosca parcial foram inseridos em uma direção perpendicular ao traço da pseudoartrose, separados por aproximadamente dez mm no eixo coronal no sentido de anterior para posterior realizando a compressão do traço de pseudoartrose. Estes dois parafusos esponjosos foram inseridos com a técnica de utilização de parafuso de tração da AO, sendo primeiramente realizado túnel liso com broca de 3,5 mm na cortical anterior do fêmur e a seguir perfurado o fragmento do côndilo com broca 2,5 mm e macheado os trajetos dos parafusos. O tamanho dos parafusos de proximal para distal foram 60 mm e 50 mm (Foto 6).

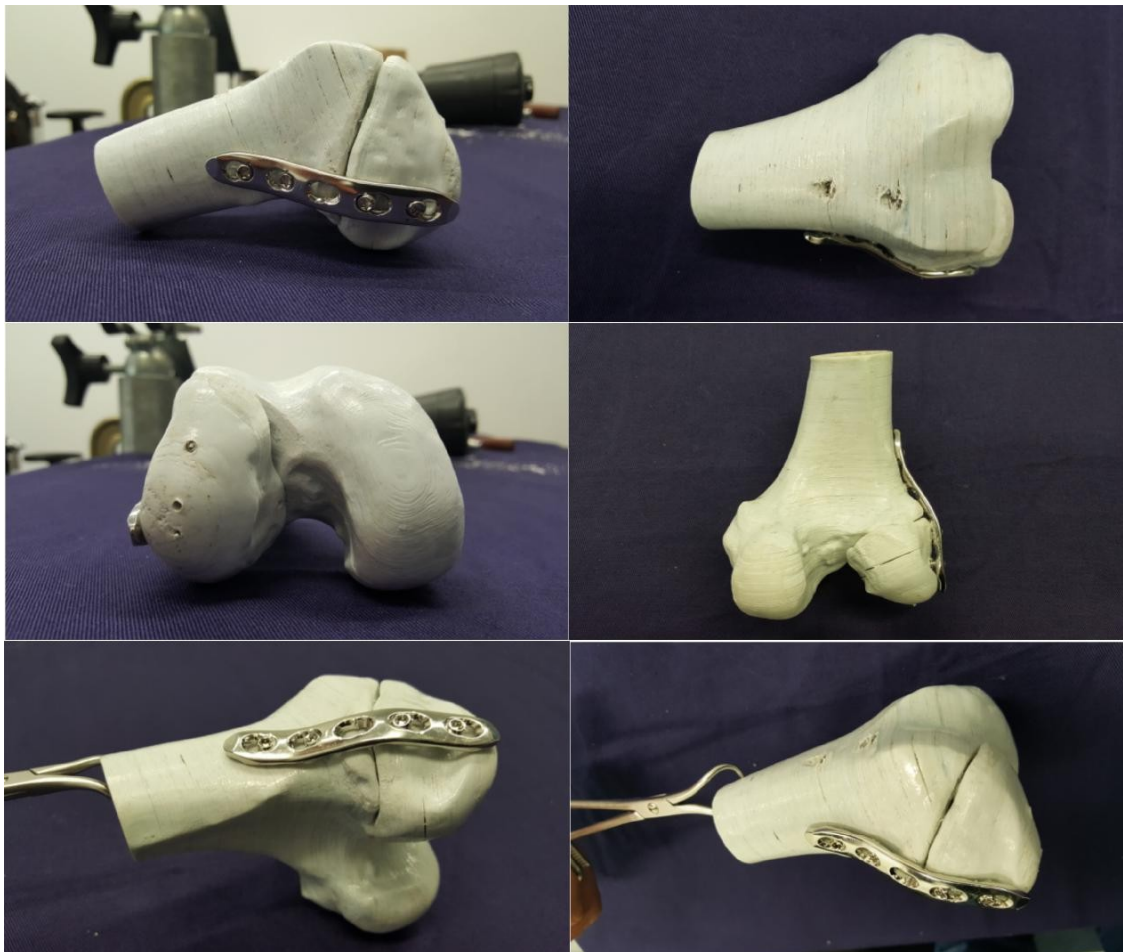
Foto 6 - Imagens após fixação com dois parafusos de pequenos fragmentos.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Após a estabilização inicial com os parafusos, foi moldada uma placa bloqueada reta de pequenos fragmentos 3,5 mm de cinco furos de acordo com a geometria da superfície lateral do côndilo femoral lateral. A placa foi fixada da seguinte maneira: a fixação do fragmento do côndilo com dois parafusos e o fêmur distal com dois parafusos, permanecendo um furo sobre o foco da pseudoartrose. A placa foi moldada de modo que a direção do seu posicionamento foi de 90° em relação ao foco de pseudoartrose. A extremidade distal da placa não excedeu o comprimento do côndilo femoral lateral. A placa foi fixada com quatro parafusos bloqueados, dois proximais e dois distais ao foco da pseudoartrose com os seguintes tamanhos de proximal para distal: 28 mm, 26 mm, 26 mm e 16 mm (Foto 7).

Foto 7 - Imagens do modelo ósseo impresso fixado com a placa bloqueada LCP na face lateral do modelo anatômico 3D (fêmur distal).



Fonte: Autoria Própria (2018).

A simulação da osteossíntese da fixação do modelo anatômico da pseudoartrose da fratura coronal do côndilo femoral lateral foi realizada no laboratório para Workshop da empresa Depuy Synthes Johnson & Johnson em Curitiba, bem como a doação do material de osteossíntese utilizado na simulação da fixação do modelo anatômico foi realizado pela referida empresa.

Após a fixação do modelo anatômico com o material de osteossíntese foi verificado estabilidade absoluta sem mobilidade do fragmento e/ou do material de osteossíntese aos testes de deslocamento manual que foi submetido o modelo.

## 2.6 Tratamento Cirúrgico da Pseudoartrose da Fratura de Hoffa

O participante foi submetido ao tratamento cirúrgico da pseudoartrose da fratura coronal do côndilo femoral lateral no Hospital Marcelino Champagnat em Curitiba - PR. Foi realizada avaliação anestésica pré-operatória bem como uma revisão laboratorial para avaliação clínica do participante. Para o procedimento cirúrgico foi realizada raquianestesia e sedação. Foi realizado assepsia e antisepsia do membro inferior direito com clorexidina 2% e clorexidina alcoólica 0,5%. Colocação de campos cirúrgicos com exposição do membro inferior direito com uso de campo adesivo (Foto 8).

Foto 8 - Imagem do membro inferior direito preparado com campos cirúrgicos.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Realizado acesso longitudinal parapatelar lateral com aproximadamente dez cm de extensão. Dissecado os planos anatômicos com abertura da cápsula articular com visualização de foco da pseudoartrose. Realizado desbridamento do foco de pseudoartrose com cruentização e reavivamento das superfícies (Foto 9).

Foto 9 - Imagem do acesso parapatelar lateral após abertura da cápsula articular e desbridamento do foco de pseudoartrose do côndilo femoral lateral.



Fonte: Aatoria Própria (2018).

O modelo anatômico foi esterilizado em óxido de etileno para utilização durante o procedimento cirúrgico como guia de navegação. Desta maneira, foi possível um melhor entendimento da anatomia da região e a escolha do posicionamento do material de osteossíntese de acordo com o planejamento virtual e a simulação no modelo anatômico (Foto 10).

Foto 10 - Imagens mostrando a utilização do modelo anatômico impresso como navegação dos marcos anatômicos para realização da colocação dos parafusos e da placa de acordo com o planejamento virtual.



Fonte: Aatoria Própria (2018).

Foi realizado uma redução anatômica dos fragmentos da pseudoartrose utilizando pinça de redução e fixado os fragmentos provisoriamente com dois fios de Kirschner 2,0 mm (Foto 11).

Foto 11 - Imagens da redução e fixação provisória da pseudoartrose com dois fios de Kirschner 2.0mm.

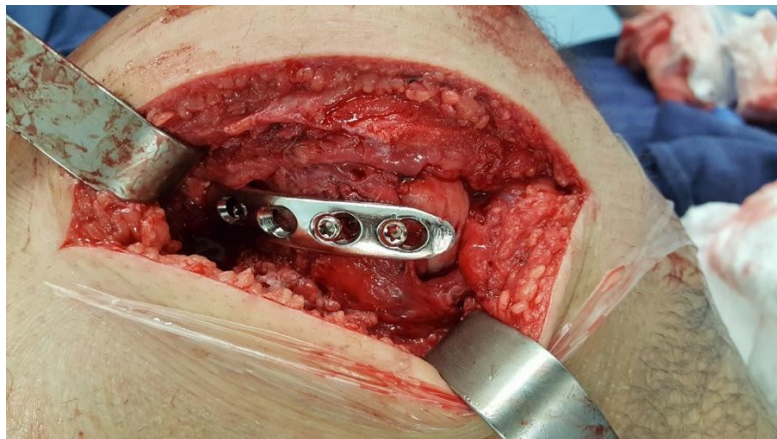


Fonte: Autoria Própria (2018).

Realizado a seguir a osteossíntese com a fixação da pseudoartrose com a utilização de parafusos corticais de pequenos fragmentos 3,5 mm e de placa e parafusos bloqueados de pequenos fragmentos 3,5 mm. A fixação da pseudoartrose do côndilo femoral lateral foi realizada de acordo com os princípios de fixação de fraturas articulares de acordo com a AO (AO Principles of Fracture Management, 2018). A seguir dois parafusos corticais de pequenos fragmentos 3,5 mm foram inseridos em uma direção perpendicular ao traço da pseudoartrose, separados por aproximadamente 10 mm no eixo coronal no sentido de anterior para posterior realizando a compressão do traço de pseudoartrose. Estes dois parafusos esponjosos foram inseridos com a técnica de utilização de parafuso de tração da AO, sendo primeiramente realizado túnel liso com broca de 3,5 mm na cortical anterior do fêmur e a seguir perfurado o fragmento do côndilo com broca 2,5 mm e macheado os trajetos dos parafusos. O tamanho dos parafusos de proximal para distal foram 55 mm e 50 mm. Após a estabilização inicial com os parafusos, foi moldada uma placa bloqueada reta de pequenos fragmentos 3,5 mm de cinco furos. A placa foi moldada de acordo com a fixação da osteossíntese no modelo anatômico impresso em 3D submetido a simulação cirúrgica, de acordo com a geometria da superfície lateral do côndilo femoral lateral de modo que a direção do seu posicionamento foi de 90° em relação ao foco de pseudoartrose. A placa foi fixada da seguinte maneira: a fixação do fragmento do côndilo com dois parafusos bloqueados e o fêmur distal com dois parafusos bloqueados, permanecendo um furo sobre o foco de pseudoartrose com os seguintes tamanhos dos parafusos de proximal para distal: 30 mm, 30 mm, 26 mm e 24 mm. A extremidade distal da placa não excedeu o comprimento do côndilo femoral lateral. Após a realização da

osteossíntese foi verificado estabilidade da fixação sem mobilidade no foco da pseudoartrose (Foto 12).

Foto 12- Imagem do sítio cirúrgico após fixação da pseudoartrose com a placa e parafusos.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Foi realizado a verificação do posicionamento adequado do material implantado e da redução dos fragmentos ósseos através de fluoroscopia per-operatória (Figura 19).

Figura 19 - Imagens da fluoroscopia no per-operatório com a conferência do posicionamento do material de osteossíntese.



Fonte: Autoria Própria (2018).

### 3. RESULTADOS

Foi utilizado um protocolo de aquisição de imagens tomográficas e de renderização e modelagem em ambiente CAD para a criação de um modelo ósseo virtual, descritos anteriormente para a impressão 3D com a tecnologia FDM. Com a utilização deste método foi possível a impressão de um modelo anatômico com as características do objeto real o que permitiu a realização de

um planejamento cirúrgico virtual, a realização de uma simulação cirúrgica para o planejamento da posição do material de osteossíntese e o treinamento da equipe cirúrgica, além de confirmar a estabilidade da osteossíntese.

O modelo anatômico 3D impresso mostrou-se com as características geométricas e morfológicas semelhantes ao osso real. O material utilizado na impressão de modelo, o termoplástico ABS, conferiu ao modelo solidez e resistência estrutural que permitiu a simulação cirúrgica com a implantação do material de osteossíntese, sem que houvesse a quebra ou soltura as camadas do modelo impresso 3D. Após a inserção do material de osteossíntese no modelo anatômico 3D, verificou-se a estabilidade da redução e fixação dos fragmentos.

Com relação ao participante, este foi avaliado clinicamente no pós-operatório com relação da função do joelho e a redução e fixação da pseudoartrose, com uma, duas e quatro semanas de pós-operatório. Apresentou boa evolução com cicatrização completa da ferida operatória sem apresentar complicações clínicas ou cirúrgicas. Após a cirurgia foi liberado apoio parcial imediato do peso sobre o membro operado com uso de duas muletas e com dez dias de pós-operatório foi encaminhado para realização de reabilitação fisioterápica com realização de termoterapia, neuroestimulação elétrica transcutânea e cinesioterapia. O participante na quarta semana de pós-operatório não apresentava mais dor no joelho direito com mobilidade articular próxima a da normalidade com ADM de 5 a 130° com discreta limitação de extensão de 5°, com apoio total do membro operado sem uso de muletas (Foto 13).



Foto 13 - Imagens do participante no pós-operatório.



Fonte: Autoria Própria (2018).

Nota: imagens mostrando a cicatrização completa da ferida operatória e a amplitude de movimento da articulação do joelho direito de 5° a 130°.

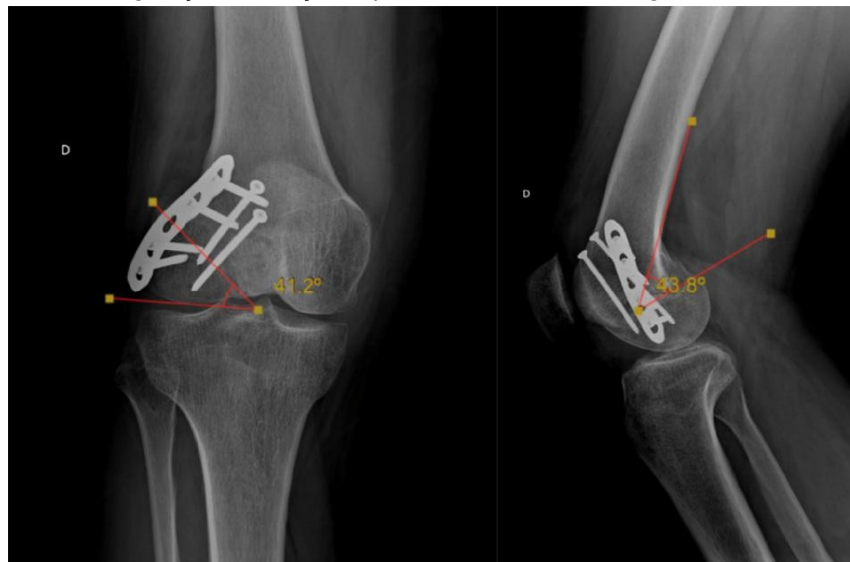
Foi realizada uma avaliação radiográfica da osteossíntese da pseudoartrose do côndilo femoral lateral para verificação da consolidação óssea e o posicionamento do material de osteossíntese. Foram realizadas radiografias do joelho direito do participante com aproximadamente quatro semanas de pós-operatório mostrando a pseudoartrose em processo de consolidação. As radiografias digitalizadas foram realizadas em um aparelho Siemens® modelo Multix Select DR, ano de fabricação 2013.

Para realização de uma análise da reprodutibilidade da técnica, ou seja, se a osteossíntese realizada foi inserida no fêmur distal do participante de acordo

com o planejamento e simulação utilizando o modelo anatômico impresso em 3D, foram realizadas medidas dos ângulos em relação a referências anatômicas ao traço de pseudoartrose e ao material de osteossíntese (placa e os parafusos). A medição dos ângulos foi realizada no Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens PACS (Picture Archiving and Communication System) ANIMATIÒ do Hospital Marcelino Champagnat.

Foi mensurado o posicionamento da placa e dos parafusos nas radiografias do modelo ósseo e nas radiografias do joelho do participante com quatro semanas de pós-operatório. Para esta mensuração de posicionamento foram definidas referências anatômicas nas radiografias em Anteroposterior (AP) e Perfil com a passagem tangencial de linhas em marcos anatômicos e a formação de ângulos. Na radiografia em AP foi definido como referência uma linha tangenciando a extremidade distal dos côndilos femorais. Na radiografia em perfil foi definido como referência uma linha tangenciando a cortical posterior da metáfise femoral distal. A partir destas referências em AP e Perfil foram determinadas a angulação do material de osteossíntese (placa e parafusos) com relação às linhas definidas na radiografia do modelo anatômico impresso e do joelho do participante no pós-operatório de quatro semanas (Figuras 20 a 25).

Figura 20 - Angulação do traço da pseudoartrose na radiografia em AP e Perfil.



Fonte: PACS ANIMATIÓ (2018).

Figura 21 - Medidas dos ângulos do posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em AP com quatro semanas de pós-operatório.



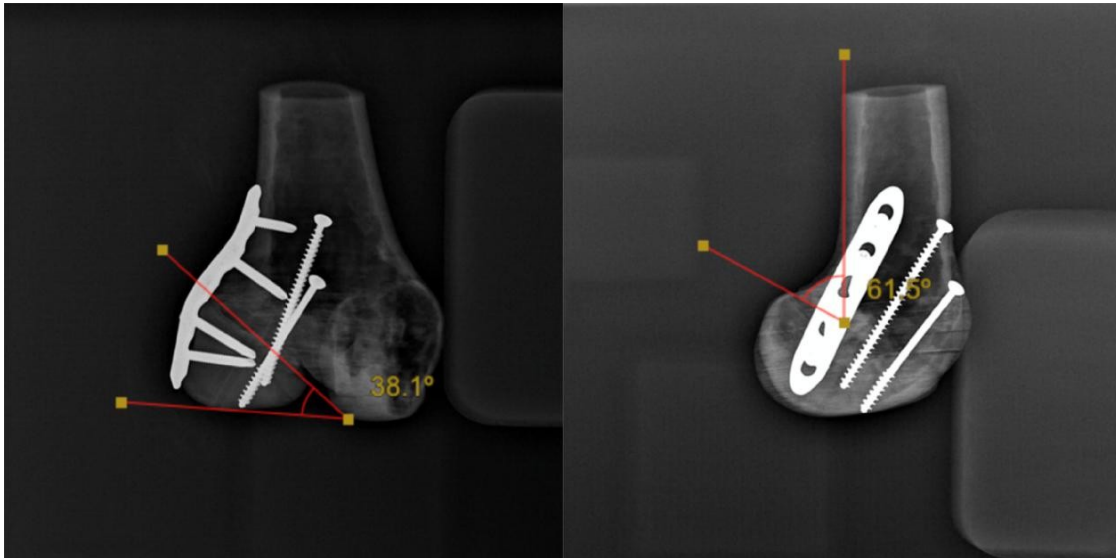
Fonte: PACS ANIMATIÓ (2018).

Figura 22 - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil com quatro semanas de pós-operatório.



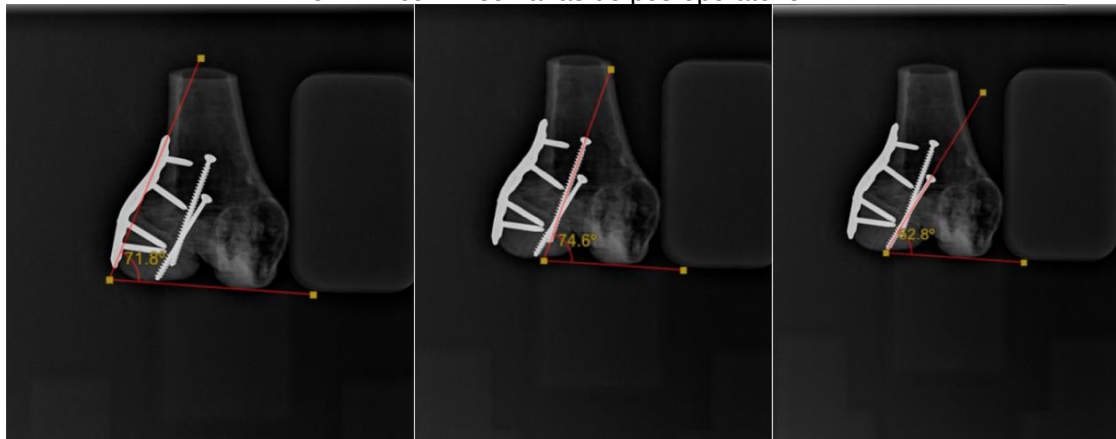
Fonte: PACS ANIMATIÓ (2018).

Figura 23- Angulação do traço da pseudoartrose na radiografia em AP e Perfil do modelo anômico.



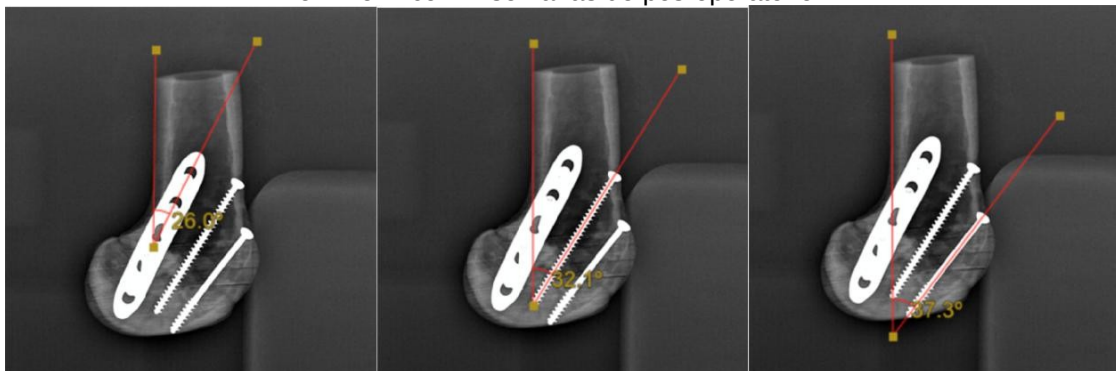
Fonte: PACS ANIMATIÒ (2018).

Figura 24 - Medidas dos ângulos do posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em AP com 4 semanas de pós-operatório.



Fonte: PACS ANIMATIÒ (2018).

Figura 25 - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil com 4 semanas de pós-operatório.



Fonte: PACS ANIMATIÒ (2018).

De acordo com os exames das radiografias do joelho do participante e do modelo anatômico impresso, em AP e Perfil, constata-se que a posição da placa e dos parafusos em relação às referências anatômicas definidas (superfície articular dos côndilos femorais e a cortical posterior da metáfise distal do fêmur) são diferentes (Tabela 2).

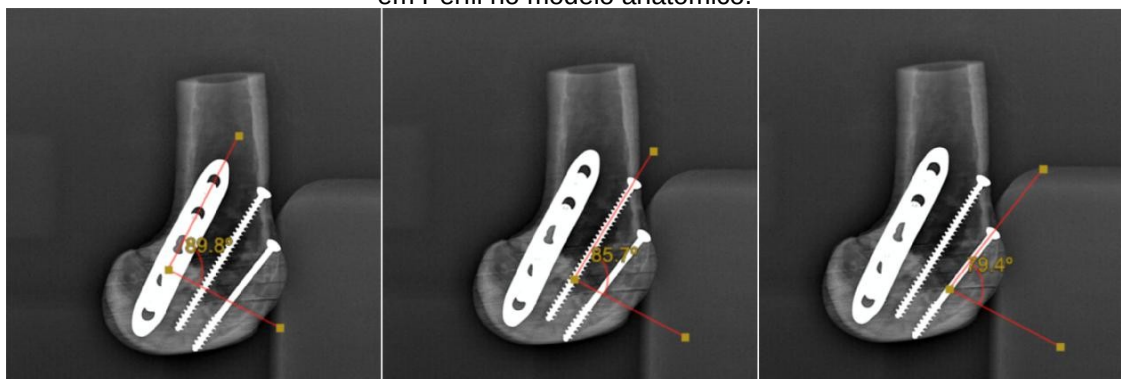
Tabela 2: Medidas dos ângulos de posicionamento do traço da pseudoartrose, da placa e parafusos em relação às referências anatômicas do fêmur distal.

		<b>Joelho</b>	<b>Modelo Anatômico</b>
<b>Traço da Pseudoartrose</b>	AP	41,2°	38,1°
	Perfil	43,8°	61,5°
<b>Placa</b>	AP	49,6°	71,8°
	Perfil	36,9°	26,0°
<b>Parafuso Proximal</b>	AP	57,2°	74,6°
	Perfil	57,0°	32,1°
<b>Parafuso Distal</b>	AP	52,5°	62,8°
	Perfil	50,9°	37,3°

Fonte: Autoria Própria (2018).

Foi ainda realizada a mensuração dos ângulos entre o material de osteossíntese (placa e parafusos) e o traço da pseudoartrose na incidência em Perfil da radiografia do modelo anatômico impresso e do joelho do participante no pós-operatório de quatro semanas (Figura 26 e 27).

Figura 26 - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil no modelo anatômico.



Fonte: PACS ANIMATIÒ (2018).

Figura 27 - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e dos parafusos na radiografia em Perfil com quatro semanas de pós-operatório.



Fonte: PACS ANIMATIÒ (2018).

De acordo com os exames das radiografias do joelho do participante e do modelo anatômico impresso na incidência em Perfil, constata-se que a posição da placa e dos parafusos com relação ao traço de pseudoartrose do exame de radiografia do joelho e do modelo anatômico são próximos (Tabela 3).

Tabela 3 - Medidas dos ângulos de posicionamento da placa e parafusos em relação ao traço da pseudoartrose.

		Traço da Pseudoartrose	
		Joelho	Modelo Anatômico
<b>Placa</b>	Perfil	93,0°	89,8°
<b>Parafuso Proximal</b>	Perfil	70,2°	85,7°
<b>Parafuso Distal</b>	Perfil	76,1°	79,4°

Fonte: Autoria Própria (2018).

## 4. DISCUSSÃO

### 4.1 Fratura de Hoffa

A fratura coronal do côndilo femoral conhecida como fratura de Hoffa está associada a trauma de alta energia no adulto, sendo pouco frequentes, representando 0,65% de todas as fraturas do fêmur (LEE *et al.*, 2014)(ARASTU *et al.*, 2013). Este tipo de fratura está relacionado principalmente a traumas de alta energia no adulto como acidentes de trânsito (carro e motocicleta), atropelamento e queda de altura (LEE *et al.*, 2014)(ALKHALIFE; ALSHAMMARI; ABOUENLAGA, 2018)(GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY,

2011)(WHITE *et al.*, 2015)(PATEL; TEJWANI, 2018). O côndilo femoral lateral é o mais acometido em 78% a 85% dos casos de fratura de Hoffa (PATEL; TEJWANI, 2018). Perda da redução da fixação, ausência de consolidação (pseudoartrose)(REDDY *et al.*, 2011), necrose avascular e osteoartrite são possíveis complicações cirúrgicas neste tipo de fratura (ONAY *et al.*, 2018). O participante deste estudo é um adulto que sofreu acidente motociclístico em novembro de 2010 sofrendo politraumatismo, tendo sido diagnosticado a fratura do côndilo femoral lateral do joelho direito vários anos após o trauma. No momento do diagnóstico a fratura ainda não havia consolidado, apresentando quadro de pseudoartrose.

De acordo com a literatura, as fraturas de Hoffa são frequentemente mal diagnosticadas e negligenciadas (LI, MIN *et al.*, 2014)(MOOTHA; MAJETY; KUMAR, 2014). O diagnóstico da fratura de Hoffa do participante deste estudo somente foi diagnosticado seis anos após o trauma. As prováveis causas do atraso do diagnóstico foram a falha na avaliação inicial do participante no momento do politraumatismo com realização de exames radiográficos insuficientes; o fato do participante apresentar uma fratura grave no membro inferior esquerdo que evoluiu para uma seqüela grave gerando disfunção e a dor no membro inferior esquerdo: a atenção do participante estava voltada para o lado mais sintomático que era o membro inferior esquerdo, uma outra possível causa foi a ausência de sintomas dolorosos no joelho direito após o trauma.

Para o diagnóstico adequado de fratura de Hoffa deve existir um alto grau de suspeição (PATEL; TEJWANI, 2018) com a realização de exames complementares adequados para realização do diagnóstico preciso: radiografia e tomografia computadorizada do joelho (ALKHALIFE; ALSHAMMARI; ABOUELNAGA, 2018)(WHITE *et al.*, 2015).

De acordo com Nork *et al.* somente 69% das fraturas no plano coronal são identificadas em imagens de radiografias em AP e Perfil (NORK *et al.*, 2005). Quando há suspeição é necessário a realização de tomografia computadorizada (TC) para confirmação do diagnóstico (PATEL; TEJWANI, 2018)(NORK *et al.*, 2005)(ONAY *et al.*, 2018)(SASIDHARAN *et al.*, 2016)(XIE, XUETAO *et al.*, 2017). Este exame é útil na realização de diagnósticos de fraturas incompletas ou minimamente desviadas e nas desviadas a realização de um melhor estudo da geometria da fratura. Para a realização da avaliação radiológica pré-

operatória do participante deste estudo foram realizadas radiografias e tomografia computadorizada do joelho direito. A tomografia computadorizada do joelho do participante possibilitou a realização do planejamento cirúrgico virtual, a impressão do modelo anatômico 3D, a simulação cirúrgica e o uso do modelo durante a cirurgia para navegação dos marcos anatômicos para colocação do material de osteossíntese.

Para a programação de um manejo adequado do tratamento da fratura de Hoffa utiliza-se classificações dos padrões de fratura com o intuito da escolha do tipo de tratamento mais adequado a ser realizado. A identificação pré-operatória do tipo de fratura é fundamental para se definir o tipo de material que será empregado na fixação da fratura bem como o acesso cirúrgico a ser realizado (WHITE *et al.*, 2015). Para a classificação da fratura de Hoffa existem dois tipos: Classificação de Letenneur (1978) e a classificação da AO-OTA (2018). De acordo com a geometria do traço da fratura de Hoffa do participante podemos classificá-la como sendo do tipo III da classificação de Letenneur e 33B3.2 na classificação da AO-OTA (Classificação da fratura de Hoffa, Anexo A).

De acordo com a literatura, o tratamento adequado da fratura coronal do côndilo femoral é o cirúrgico. O objetivo do tratamento cirúrgico das fraturas articulares é a redução anatômica da superfície articular com estabilidade absoluta dos fragmentos o que permite uma mobilidade precoce da articulação com retorno as funções normais o mais rápido possível do membro afetado, prevenindo o risco de complicações, sendo este o tratamento padrão ouro na literatura (CHENG; CHOI; HSU, 2009)(PATEL; TEJWANI, 2018)(ONAY *et al.*, 2018)(LI, MIN *et al.*, 2014)(TETSUNAGA *et al.*, 2013)(HAK *et al.*, 2005)(WAGIH, 2015)(KAPOOR *et al.*, 2016)(PIRES *et al.*, 2018). Este objetivo é alcançado com redução aberta e fixação interna da fratura, com estabilidade absoluta do fragmento com compressão do foco fraturário (TETSUNAGA *et al.*, 2013). Os atuais métodos de tratamento de fraturas articulares são baseados no uso de implantes com baixo perfil com a necessidade de uso de técnica atraumática, pouca desinserção do periósteo e dos tecidos moles para colocação dos implantes (DHILLON *et al.*, 2012). Fator essencial no sucesso do tratamento destas fraturas intra-articulares inclui a visualização da lesão articular e a redução direta através de uma exposição cirúrgica adequada.



Um ponto chave na realização do acesso cirúrgico do fêmur distal é o menor dano possível às partes moles, com realização de cirurgia minimamente invasiva (PIÉTU; EHLINGER, 2017). O acesso cirúrgico depende da configuração e da localização da fratura (ONAY *et al.*, 2018). A incisão parapatelar medial ou lateral são as vias de acesso cirúrgico mais descritas na literatura para as fraturas de Hoffa isoladas (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011). A via de acesso lateral de acordo com Shi *et al.* fornece uma excelente exposição para o côndilo femoral lateral, com pouco risco de lesão de estruturas vâsculo-nervosas (SHI *et al.*, 2014).

A maioria dos artigos sobre a fratura coronal do côndilo femoral relatam tratamento cirúrgico com uso somente com parafusos para realização da osteossíntese (Anexo A). Tetsunaga *et al.* alegaram que o uso de parafusos isoladamente não é adequado para alguns casos de fratura de Hoffa. Devido a ação das forças de cisalhamento sobre o fragmento, a fixação com parafusos não possui resistência mecânica suficiente em flexão do joelho (TETSUNAGA *et al.*, 2013). Fixação somente com parafusos pode ser instável em alguns casos e levar a resultados insatisfatórios com perda da redução levando a consolidação viciosa, pseudoartrose e necrose avascular do fragmento (SHI *et al.*, 2014).

Poucos artigos na literatura apresentam estudos sobre o uso de placa e parafuso no tratamento das fraturas de Hoffa (LI, MIN *et al.*, 2014)(SHI *et al.*, 2014)(TETSUNAGA *et al.*, 2013)(SUN *et al.*, 2017). De acordo com Sun, o uso apenas de parafusos pode ser inadequado para o tratamento da fratura de Hoffa e o uso de placa de pode ser necessário, sendo os possíveis posicionamentos: lateral e posterior. A placa posterior pode ser considerada como de suporte (antideslizante), e a lateral como de neutralização das forças cisalhantes de acordo com os princípios da AO (SUN *et al.*, 2017).

Shi *et al.* descreveram a técnica de uso de placa bloqueada para tratamento das fraturas do côndilo lateral (SHI *et al.*, 2014). Estes autores alegaram que o uso da placa evita do deslizamento do fragmento fornecendo estabilidade angular a fixação. Relatou Tetsunaga *et al.*, um caso clínico de fratura de Hoffa do côndilo lateral tratado com o uso de placa terço de tubo torcida sobre a superfície posterior do côndilo associada a placa bloqueada na superfície lateral, com bom resultado clínico (TETSUNAGA *et al.*, 2013).

Em outro estudo, Gao *et al.* descreveram bons resultados com uso de placa bloqueada, relatando o efeito anticisalhante da placa impedindo um deslocamento vertical da fratura. Além disso alegaram que um método de fixação mais estável favorece a reabilitação precoce levando a melhores resultados funcionais (GAO *et al.*, 2015).

Sun *et al.* em um estudo biomecânico concluíram que o posicionamento da placa lateral é o método mais estável de fixação da fratura de Hoffa tipo Letenneur I, e que o uso da placa não é indicado para todos os casos. Estes autores realizaram um estudo comparando quatro grupos: grupo um com placa bloqueada 3,5 mm posterior e um parafuso canulado 6,5 mm com sentido posteroanterior, grupo dois com dois parafusos canulados paralelos 6.5 mm com sentido posteroanterior, grupo três com placa bloqueada 3,5 mm lateral e um parafuso canulado 6,5 mm com sentido posteroanterior, grupo quatro com dois parafusos 6,5 mm paralelos com sentido anteroposterior. Os dois grupos com placas mostraram maior resistência mecânica (rigidez axial) do que os grupos com somente os parafusos. O grupo com placa lateral se mostrou com maior estabilidade mecânica do que os outros três grupos (SUN *et al.*, 2017).

Pires *et al.* propuseram uma algoritmo para tratamento das fraturas de Hoffa de acordo com a classificação de Letenneur: Letenneur I: acesso pósterolateral com fixação com placa antideslizante e parafusos de anterior para posterior; Letenneur IIa, IIb, IIc: acesso pósterolateral com fixação com parafusos no sentido posterior para anterior; Letenneur III: acesso parapatelar lateral com uso de parafusos no sentido anterior para posterior associado a placa de neutralização; Fraturas do côndilo medial: acesso pósteromedial com fixação com placa antideslizante pósteromedial (PIRES *et al.*, 2018).

O participante deste estudo foi submetido ao tratamento cirúrgico da pseudoartrose da fratura de Hoffa de acordo com os princípios de fixação mais atuais na literatura para tratamento deste tipo de lesão (SUN *et al.*, 2017)(PIRES *et al.*, 2018). Foi realizado acesso cirúrgico parapatelar lateral com exposição adequada do foco da pseudoartrose, desbridamento e reavivamento do foco da pseudoartrose, redução anatômica do fragmento com reconstituição da superfície articular do côndilo femoral lateral, fixação temporária com fios de Kirschner 2,0 mm, fixação definitiva com dois parafusos corticais de pequenos fragmentos na face anterior do joelho direito com direção perpendicular ao foco

da pseudoartrose e com uma placa bloqueada de pequenos fragmentos de cinco furos com quatro parafusos bloqueados (dois parafusos proximais e dois distais ao foco da pseudoartrose) na face lateral do côndilo femoral lateral perpendiculares ao foco da pseudoartrose, de acordo com a técnica AO de fixação das fraturas articulares descrita no *Principles of Fracture Management*, 2018.

Reabilitação precoce com ganho de amplitude de movimento (ADM) da articulação do joelho é uma medida eficaz para se evitar rigidez articular, estimular a consolidação óssea (PATEL; TEJWANI, 2018) e a evitar a perda da massa muscular (sarcopenia) do membro operado com melhora dos resultados clínicos, de acordo com vários estudos. O participante deste estudo foi submetido a reabilitação fisioterápica com início após dez dias de pós-operatório com realização de termoterapia, neuroestimulação elétrica transcutânea, cinesioterapia e apoio parcial imediato do membro inferior direito. Após quatro semanas de pós-operatório foram retiradas as muletas com liberação de apoio com carga total no membro inferior direito.

Existem poucos relatos na literatura para o tratamento da ausência de consolidação das fraturas de Hoffa (SINGH *et al.*, 2011). Ocorre principalmente devido ao diagnóstico tardio da fratura, tratamento conservador ou perda da redução da fixação. Nandy *et al.* descreveram o tratamento de pseudoartrose de fratura de Hoffa do côndilo medial com uso de enxerto ósseo corticoesponjoso autólogo retirado de crista ilíaca para ocupar o local de reabsorção óssea da pseudoartrose e fixação com dois parafusos 6,5 mm inseridos no sentido anteroposterior e uma placa de reconstrução acetabular com seis parafusos 3,5 mm, para neutralização (NANDY *et al.*, 2015). Albuquerque *et al.* descreveram um relato de caso em que a pseudoartrose foi tratada com o uso de artroplastia total do joelho com bons resultados (GIORDANO *et al.*, 2011). Mootha *et al.* relataram dois casos de pseudoartrose de fraturas bicondilares de Hoffa submetidos a artroplastia total de joelho (REDDY *et al.*, 2011). Ercin *et al.* descreveram uma técnica de tratamento de pseudoartrose com uso de artroscopia com fixação interna percutânea (ERCIN *et al.*, 2013). Jiang *et al.* relataram um caso de pseudoartrose de fratura de Hoffa com 27 anos de evolução que foi submetido a tratamento cirúrgico com redução aberta, fixação interna com uso de dois parafusos de tração inseridos com sentido

posteromedial para anterolateral associada a placa bloqueada de suporte na face medial do côndilo femoral e enxerto ósseo. Consideraram que a falta de mobilidade da pseudoartrose ocorreu devido a formação de osteofitose proliferativa na região posteromedial do côndilo medial fornecendo estabilidade permitindo a mobilização do joelho com poucos sintomas. Questionaram que talvez esta foi a razão na demora do diagnóstico, pois o paciente apresentou poucos sintomas durante um longo tempo. Após tratamento cirúrgico paciente evoluiu com melhora da dor e da instabilidade articular apresentando após 12 meses da cirurgia uma amplitude movimento de 0 a 125°, sem dor ou instabilidade articular (JIANG *et al.*, 2015).

Singh *et al.* descreveram uma série de seis casos de pseudoartrose de fratura de Hoffa três mediais (duas do tipo II de Letenneur e uma do tipo III) e três laterais (duas do tipo III e uma do tipo II) submetidas a tratamento cirúrgico. Estes autores propõem um protocolo de tratamento que consiste em redução aberta, retirada do tecido esclerótico da pseudoartrose, colocação de enxerto ósseo seguido de fixação interna com artrolise do joelho. A consolidação ocorreu em todos os pacientes com uma média de 16 semanas (SINGH *et al.*, 2011). Em outra série de oito casos, Li *et al.* descreveram o tratamento de pseudoartrose de fratura de Hoffa, em que denomina de “fraturas antigas”, com a excisão do tecido ósseo esclerótico, revitalização das superfícies, colocação de enxerto ósseo de crista ilíaca em pseudoartroses atróficas, fixação dos fragmentos com parafusos canulados 6,5 mm sem cabeça, com sentido perpendicular ao traço da fratura e colocação de uma placa de suporte moldada na face posteromedial ou posterolateral. A reabilitação iniciou no primeiro dia pós-operatório e o apoio permitido entre seis a oito semanas. Houve consolidação de todos os pacientes sem complicações pós-operatória (quebra de material, osteonecrose, infecção) (LI, MIN *et al.*, 2014).

## 4.2 Tecnologia de Impressão 3D

A tecnologia de impressão 3D utiliza recursos computacionais como programas em ambiente CAD (Computer Aided Design) e CAM (Computer Aided Manufacturing) que permitem a segmentação e modelagem dos ossos e implantes (materiais de osteossíntese e próteses). Para isto se utiliza exames

de imagens como a TC que possibilita a reconstrução volumétrica tridimensional do objeto a ser estudado. Desta forma é possível a realização de um estudo da arquitetura e geometria óssea principalmente de locais de anatomia complexa como as articulações. Neste presente estudo foram utilizados exames complementares de imagens de RX e TC para o estudo da pseudoartrose de fratura de Hoffa no joelho direito do participante. As imagens da TC foram utilizadas para a segmentação do tecido ósseo e modelagem da reconstrução volumétrica do modelo osso em ambiente CAD permitindo a realização de planejamento cirúrgico virtual. Desta forma é possível a realização da programação cirúrgica como por exemplo de redução de fratura, posicionamento e escolha do tipo e tamanho mais adequado de material de osteossíntese.

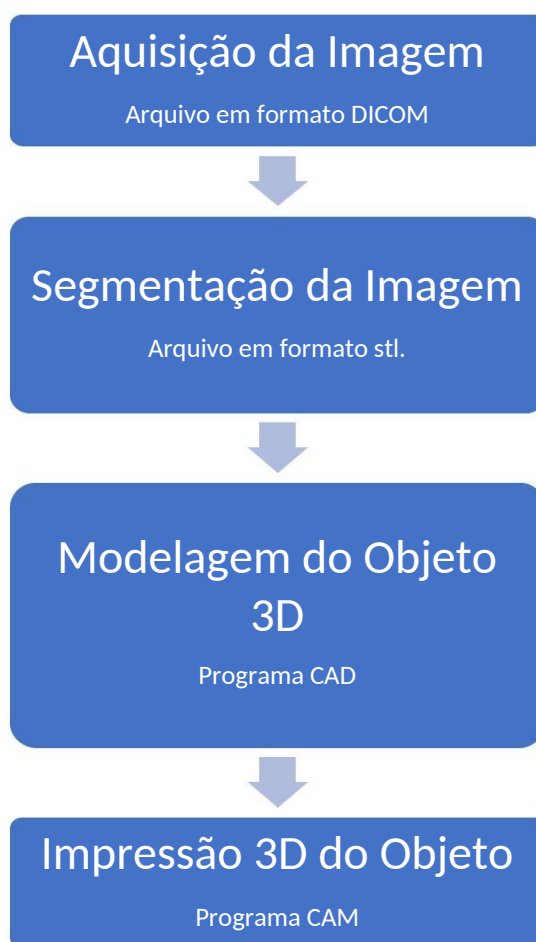
Esta tecnologia possibilita a impressão de biomodelos (modelos anatômicos) em escala real utilizando termoplásticos que podem ser utilizados em simulações cirúrgicas para treinamento operatório e escolha do posicionamento do material de implante no local mais adequado seguindo o planejamento cirúrgico virtual. Neste estudo foi realizado a impressão de uma modelo anatômico do fêmur distal em escala 1:1 (tamanho real) para o estudo da geometria óssea e da anatomopatologia da doença do participante, realização da cirurgia virtual com redução dos fragmentos, realização de simulação cirúrgica com o uso do modelo anatômico 3D impresso para escolha do tipo e tamanho mais adequado do material de osteossíntese além de escolha do posicionamento dos implantes. Além disso foi utilizado o modelo impresso 3D no trans-operatório como ferramenta de navegação para a colocação do material de osteossíntese.

#### **4.2.1 Processamento das Imagens**

Antes do surgimento de sistemas computacionais para visualização de imagens digitalizadas como o Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens (Picture Archiving and Communication System - PACS), as imagens obtidas por meio de imagens de TC e RM, eram impressas em filmes, perdendo informações valiosas no processo. O PACS mudou a maneira de analisar as imagens, permitindo outra dimensão à interpretação, uma vez que se pode visualizar dinamicamente o objeto tridimensional sob vários ângulos. Uma vez

realizada a reconstrução volumétrica da estrutura estudada, esta pode ser exportada para programas CAD para modelagem e renderização, permitindo que este objeto possa ser impresso (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

De acordo com vários autores (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016) (HOANG *et al.*, 2016)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018) atualmente o processo de impressão 3D na área médica (utilizado para ensino, planejamento e treinamento cirúrgico, confecção de guias cirúrgicos, implantes e próteses) é composto pelos seguintes passos:



#### 4.2.1.1 Aquisição da Imagem

O primeiro e mais importante passo na impressão de objetos tridimensionais é a aquisição da imagem (SHUI *et al.*, 2016)(WONG, TAK MAN *et al.*, 2017)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). A qualidade dos modelos impressos depende da qualidade dos dados processados (resolução das imagens). Portanto, imagens de baixa resolução resultarão em modelos inadequados e

com distorções (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(MOK, SZE WING *et al.*, 2016a)(MARTELLI *et al.*, 2016). Não existe na literatura um consenso sobre qual seria um protocolo ideal para aquisição de imagens, principalmente de TC para utilização na prototipagem rápida de modelos anatômicos. Alguns parâmetros importantes na aquisição de imagens de TC segundo com Van Eijnatten *et al.* (VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018) como mostrado na tabela 4.

Tabela 4: parâmetros importantes na aquisição de imagens de TC.

<b>Scanner Type</b>	Tipo de aquisição: axial, helicoidal
<b>Tube potencial (KV)</b>	Potencial do tubo: é a diferença de tensão (Volts) que será aplicado no filamento do tubo
<b>Tube current (mA)</b>	Corrente do tubo: é a corrente (Ampères) aplicada no filamento do tubo
<b>Pitch</b>	Pitch: velocidade da mesa (mA)
<b>Scan Time</b>	Tempo da aquisição em segundos
<b>Gantry rotation</b>	Velocidade de rotação do Gantry = tubo
<b>Collimation</b>	Colimação: o colimador são chapas de chumbo que focalizam o raio-X emitido
<b>Beam filtration</b>	Filtro para absorver elétrons de baixa energia
<b>Voxel Size (resolution)</b>	Resolução da imagem medida em voxel
<b>Slice thickness</b>	Espessura de corte
<b>Slice spacing</b>	Distância em cada corte = “gap”
<b>Reconstruction plane</b>	Planos de Reconstrução: são os planos sagital, axial e coronal da imagem, após ser processada
<b>Artefacts</b>	Artefatos: são distorções nas imagens por fatores externos (que não representam a realidade) como presença de metal ou ruídos; e/ou movimentos do paciente fazendo com que a imagem fique distorcida, devido aos deslocamentos dos cortes

Fonte: (VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018).

Bagaria *et al.* em seu estudo sugere um protocolo de parâmetros para aquisição de imagens de TC utilizadas na impressão de modelos anatômicos de ossos (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017) (tabela 5). Os parâmetros de aquisição da TC em nosso estudo (tabela 1) foram de acordo com o protocolo de aquisição da instituição co-participante, mostrando-se muito próximos aos parâmetros de

Bagaria *et al.* O protocolo de aquisição utilizado em nosso estudo mostrou-se eficaz na aquisição de imagens com alto grau de resolução, permitindo uma reconstrução volumétrica do modelo ósseo adequada, o que possibilitou a impressão do modelo ósseo 3D com grande acurácia, ou seja, o mais próximo possível do objeto real. (figura 3 e 4).

Tabela 5: Protocolo de aquisição de imagens de TC

<b>Parâmetros</b>	<b>Descrição</b>
FOV (campo de visão)	12x12 polegadas
Scout	Depende da região de interesse
ROI (região de interesse)	Deve ser identificada
KV	Automático
mA	Usualmente automático
Pitch	512x512
Colimação	1,25 – 1,5mm
Slice thickness (espessura da corte)	1 – 1,5mm
Slice increment (espessura do intervalo)	0,625 – 0,75mm (menor que 1mm)
Kernel / Algoritmo	Moderado / Tecido Mole

Fonte: (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)

Alguns estudos mostram que a espessura dos cortes (fatias) das imagens de TC também tem influência na qualidade da reconstrução volumétrica das imagens sendo um dos principais fatores limitantes para a qualidade das prototipagens na área médica (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018)(RANKIN *et al.*, 2018). Os cortes devem ter com espessuras de 0,5 a 2 mm dependendo da região anatômica. Modelos anatômicos da face devem ter cortes com 0,5 a 1 mm de espessura enquanto modelos de ossos longos e pelve podem ter corte de até 2 mm de acordo com Marro *et al.* (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). Whyms *et al.* considera que a espessura da fatia de corte de 1.25 mm é o mais importante parâmetro na criação de modelos 3D (WHYMS *et al.*, 2013). Cortes acima de 2 mm podem gerar distorções durante a reconstrução volumétrica e a impressão de objetos. A maioria dos aparelhos de TC está limitada a uma espessura de fatia de no mínimo 0,625 mm embora muitas empresas de impressora 3D especifiquem uma resolução de menos 0,1 mm para suas máquinas (ELEY, 2017). Deve-se estabelecer a região de interesse, para a segmentação, para diminuir o trabalho de extração de partes que não serão úteis para a impressão (SHUI *et al.*, 2016).

Tecidos ósseos tem um alto contraste comparado com tecidos moles em imagens de TC o que torna este tipo de exame o mais indicado na aquisição de



dados para modelagem 3D (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017). Os dados adquiridos (imagens) na TC são processados em programas observando um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação num formato eletrônico, estruturando um protocolo. Esta Comunicação de Imagens Digitais em Medicina é conhecida pelo formato DICOM (Data Imaging and Communication in Medicine)(SHUI *et al.*, 2016) (MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016)(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). Este formato foi criado com a finalidade de padronizar a formatação das imagens diagnósticas como TC, RM, RX , US, etc. O padrão DICOM possui uma série de regras que permite que imagens médicas e informações associadas às imagens sejam trocadas entre equipamentos de diagnóstico geradores de imagens, com computadores e entre os diversos equipamentos de desenvolvedores diferentes.

Van de Broeck *et al.* realizou um estudo cujo objetivo foi quantificar os erros dimensionais absolutos entre modelos reconstruídos a partir de imagens de TC e RM em comparação com modelo verdadeiro para várias regiões do osso. Modelos 3D da tíbia foram criados a partir das imagens segmentadas de TC e RM e comparados com os escaneamentos ópticos de ossos reais (considerado padrão). A reconstrução 3D usando imagens de TC resultou em um erro de 0,55 mm, correspondendo a um modelo ósseo de TC superestimado em comparação com o osso real. A imagem de RM resultou em um erro de 0,56 mm; no entanto, o modelo ósseo de RM foi, em média, uma pequena subestimação em comparação com o osso real. Diferentes regiões dos ossos foram analisadas, indicando uma diferença na precisão entre a diáfise e a epífise. Este estudo demonstra uma alta precisão para imagens de TC e RM, apoiando a viabilidade do uso de tecnologia de RM para a reconstrução 3D de ossos em aplicações médicas (VAN DEN BROECK *et al.*, 2014).

A aquisição das imagens pode ser realizada por meio de escaneamento direto em 3D. As imagens escaneadas podem ser exportadas já no formato de arquivo stl. para a impressora 3D (LI, LAN *et al.*, 2017).

#### 4.2.1.1.1 Denoising

Se as imagens apresentarem ruído aleatório (especialmente se houver implante metálico), a limpeza dos ruídos deve ser realizada para se evitar artefatos nos modelos CAD. Assim, o primeiro passo é a redução sequencial dos dados adquiridos por TC. Pode-se empregar o método de suavização espacial, que é um algoritmo de computador para reduzir o ruído sem perder informações anatômicas (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

#### 4.2.1.2 Segmentação da imagem

A segmentação é um processo de separação da área desejada de uma área não desejada), ou seja, se determina a região de interesse para o futuro processamento da imagem (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(SHUI *et al.*, 2016) (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). A separação das partes depende da área anatômica e do tecido escolhido a ser estudado (osso, músculo, vasos sanguíneos, etc). Para que seja realizada uma segmentação adequada deve-se estabelecer o limiar (thrersholding) de atenuação (densidade) do tecido escolhido (RANKIN *et al.*, 2018). Isto é definido de acordo com a escala de Hounsfield (HU) que é uma transformação da medida original do coeficiente de atenuação linear para uma escala adimensional, em imagens de exames de RX e TC. A escala Hounsfield está relacionada à obtenção de imagens com raios-X. Ela transforma os diferentes tons de cinza, adquiridos no imageamento com raios-X, em valores numéricos. Esta transformação possibilita a abertura de janelas dentro da escala de cinza obtida nas imagens, permitindo maior diferenciação entre cores anteriormente muito semelhantes (e muitas vezes indistinguíveis ao olho humano). Visualmente, o ar é identificado como área completamente preta, a água em tom de cinza e o osso branco. Nessa escala, a radiodensidade da água destilada sob condições-padrão de temperatura e pressão – CPTP, é definida como zero (0) unidade Hounsfield (HU), enquanto a radiodensidade do ar nas CPTP é definida como -1000 HU. A escala é comumente utilizada entre -1000 HU e 3000 HU. A segmentação pode ser realizada manualmente ou através de algoritmos criados para esta finalidade (CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016). Neste estudo foi realizada a segmentação do

tecido ósseo através do programa Invesalius<sup>®</sup> v3.1.1, conforme mostrado nas figuras 5 e 6. A segmentação óssea foi realizada por algoritmo automático do programa que identificou o tecido ósseo na janela de limiar (thresholding) entre 226 e 2014 HU (unidade de Hounsfield). O programa criou uma máscara para identificar o tecido segmentado. A segmentação através do programa Invesalius<sup>®</sup> mostrou-se eficaz para a geração do modelo ósseo virtual.

De acordo com Eijnatten *et al.* a determinação do limiar (thrersholding) continua a ser o método de segmentação mais amplamente utilizado na fabricação de impressos 3D na área médica (VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). A determinação manual do limiar ainda é melhor método para a transformação da reconstrução do volume em arquivos no formato stl. (abreviatura de stereolithography - formato mais utilizado para a manipulação de imagens 3D) segundo Rankin *et al.* (RANKIN *et al.*, 2018).

Segundo Van Eijnatten *et al.* esta é a fase mais crítica e de maior demanda no processo de impressão 3D, pois a geração de imagens 3D com baixa resolução pode gerar impressão inadequada de objetos (VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). Da mesma forma, o processo de segmentação e geração da malha pode gerar significativa inacurácia entre os dados originais em DICOM e o modelo tridimensional gerado. É importante comparar os dados processados da região de interesse com as imagens originais em formato DICOM, em cada etapa para garantir que ela permaneça como uma representação anatômica verdadeira segundo com Marro *et al* (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

Alguns programas utilizados para a realização da segmentação de imagens de TC são o Invesalius<sup>®</sup>, OsiriX<sup>®</sup>, Horos<sup>®</sup>, Mimics<sup>®</sup> e 3D Slicer<sup>®</sup>.

Em nosso estudo foi utilizado com ambiente CAD o programa Invesalius<sup>®</sup> (figuras 5 a 7).

#### **4.2.1.2.1 Conversão em arquivo STL (Surface Tessellation Language / Standard Tessellation Language)**

Após a segmentação a superfície é extraída dos dados volumétricos convertendo os dados de voxels em uma malha formada de uma série de facetas triangulares (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). Ou seja há uma conversão de imagens 2D em imagens 3D, para a possibilidade da edição do objeto

tridimensional (ELEY, 2017)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). Neste momento há uma reconstrução tridimensional das imagens. Neste formato o objeto poderá ser manipulado e realizado os ajustes necessários para a edição da geometria final a ser impressa. Estes dados são convertidos em arquivos no formato STL. O processo de conversão de arquivos em formato DICOM em modelos volumétricos 3D de maneira inadequada é uma das causas de maior inacurácia na produção de manufatura aditiva na área médica, de acordo com Van Eijnatten *et al.* (VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018). Em nosso estudo foi verificada a reconstrução volumétrica adequada do modelo ósseo virtual o que possibilitou a conversão para arquivo stl. para a renderização do modelo (figura 8).

#### **4.2.1.3 Modelagem do Objeto 3D**

A imagem selecionada em arquivo no formato stl. é então processada para a retirada de partes indesejadas e para melhorar a regularidade da superfície do objeto, para tornar o objeto o mais próximo da situação real. Para esta finalidade normalmente são utilizados programas com a tecnologia CAD.

Os programas mais utilizados para a renderização de objetos virtuais 3D são o Mimics, Meshmixer, Meshlab, Catia, Blender, Rhinoceros 3D. Em nosso estudo foi utilizado o programa Meshmixer. A utilização deste programa CAD permitiu a renderização do modelo ósseo virtual com a correção de imperfeições e irregularidades da superfície e da separação adequada dos fragmentos ósseos para a realização da cirurgia virtual. Quanto mais acurada for a segmentação, menor será a distorção ou imperfeições do objeto, com menor necessidade de correção das irregularidades da superfície na renderização e modelagem do objeto virtual.

Após a segmentação e modelagem utilizando os dados processados com a criação do objeto tridimensional (modelo ósseo virtual) é possível a realização do planejamento operatório, realizando o estudo da geometria espacial do local (anatomia), realização de cirurgia virtual com ressecção de partes (por exemplo cirurgia oncológica), possibilidade de simulação de colocação de implantes (materiais de osteossíntese e próteses, por exemplo)(CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016) e reposicionamento/redução dos fragmentos de uma fratura.

#### **4.2.1.3.1 Geração da Malha**

Devido à complexidade da geometria e da resolução da TC é necessário a formação de uma malha para se definir os locais onde há falhas para que serão corrigidas com métodos de edição de imagens, tornando a superfície do objeto o mais regular possível (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

#### **4.2.1.3.2 Cleaning**

Frequentemente é necessário a remoção de artefatos das imagens (“denoising”) que tornam o objeto irregular e com deformações na superfície. Na maioria das vezes estes artefatos são devidos a materiais metálicos implantados no corpo do paciente. O método de suavização espacial, normalmente utilizado é um algoritmo para reduzir o ruído sem a perda das informações anatômicas (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

#### **4.2.1.3.3 Smoothing**

Algoritmos de alisamento e regularização da superfície da imagem são utilizados para melhorar a definição e qualidade da imagem tridimensional a ser impressa (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(FAVIER *et al.*, 2017).

### **4.2.2 Impressão do Objeto 3D**

O modelo ósseo criado através do método de aquisição e segmentação apresentado neste estudo se mostrou adequado para a realização da impressão, mantendo as características do objeto real. Foram mantidas as características e dimensões do objeto real (fêmur distal).

Os arquivos no formato stl. são então carregados no software de fatiamento que prepara o arquivo para impressão convertendo-o em GCode, linguagem de programação de controle numérico, um código universal para enviar comandos de posição e extrusão para impressoras 3D (RANKIN *et al.*, 2018).

Os programas de ambiente CAM mais utilizados para a geração do GCode e a realização da impressão dos modelos 3D com a tecnologia FDM em impressoras desktop são: Makerbot Desktop, Cura, Slic3r, Repetier-Host.

A impressão de objetos tridimensionais de formas complexas, pode requerer diferentes características de solidez e porosidade durante a confecção do objeto (MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016).

### **4.2.3 Aplicações da Tecnologia de Impressão 3D em Cirurgias Ortopédicas**

O uso da tecnologia de impressão 3D vem crescendo exponencialmente em várias áreas da medicina incluindo a cirurgia ortopédica. De acordo com Bagaria (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018), o uso biomédico da tecnologia da impressão 3D possui quatro importantes áreas:

1. Impressão de Biomodelos (modelos anatômicos).
2. Impressão de Guias e Gabaritos Cirúrgicos (guias de corte, guias de perfuração).
3. Impressão de Implantes, Próteses e Órteses.
4. Impressão de Tecidos.

O uso da tecnologia da impressão 3D com confecção de guias e gabaritos cirúrgico, impressão de implantes, de próteses, de órteses e impressão de tecidos serão abordados no Anexo B deste estudo.

#### **4.2.3.1 Modelo Anatômico 3D**

A fabricação de modelos anatômicos através da tecnologia de manufatura aditiva é atualmente a maior aplicação deste tipo de tecnologia de impressão 3D pela versatilidade de possibilidades de utilização em várias áreas da medicina. Uma possibilidade do uso do modelo anatômico inclui a orientação do paciente e familiares. Com relação a comunicação da equipe médica com paciente e os familiares, alguns estudos demonstram a utilização de modelos anatômicos para informar sobre o tipo de tratamento cirúrgico proposto, promovendo um melhor entendimento da condição clínica do paciente, da programação cirúrgica, da

reabilitação e maior adesão ao tratamento, contribuindo para melhora na relação médico-paciente (BIZZOTTO *et al.*, 2016)(TACK *et al.*, 2016) (WILCOX *et al.*, 2017)(ZHENG, WENHAO *et al.*, 2018). O participante deste estudo foi orientado sobre a gravidade da lesão articular, sobre a programação cirúrgica e sobre o prognóstico da doença pela equipe médica. Para tal finalidade foi utilizado o modelo anatômico impresso submetido a simulação cirúrgica tendo sido fixado anteriormente com o material de osteossíntese. Este modelo foi utilizado para informar o participante e os familiares de como seria o procedimento cirúrgico.

#### **4.2.3.1.1 Educação Médica**

Os modelos anatômicos impressos em 3D são um meio promissor de ensino médico para estudantes na área da saúde, médicos residentes e uma forma aprimorada de comunicação com pacientes (ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016).

Alguns trabalhos mostram o uso de modelos anatômicos impressos com tecnologia de manufatura aditiva no treinamento cirúrgico. Uma ampla variedade de domínio incluindo acurácia de simulação, similaridade anatômica, treinamento do uso de instrumentais cirúrgicos, utilizam modelos impressos para treinamento de cirurgiões (TACK *et al.*, 2016) (HOANG *et al.*, 2016) (LANGRIDGE *et al.*, 2018). O uso da tecnologia de impressão 3D na área de ensino de profissionais de saúde tem complementado ou até mesmo suplantado os métodos tradicionais de ensino, com relação a aquisição do conhecimento de anatomia de acordo com alguns estudos como mostra o artigo de revisão de Langridge *et al* (LANGRIDGE *et al.*, 2018). Este mesmo autor relata que modelos anatômicos 3D impressos oferecem “feedback” háptico que pode facilitar a aquisição da habilidade cirúrgica, acelerando a curva de aprendizado em alguns modelos de treinamento (ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016)(HOANG *et al.*, 2016)(LANGRIDGE *et al.*, 2018).

Vários estudos tem demonstrado a aplicação efetiva do uso da tecnologia de impressão 3D na área de educação e treinamento médico na área de ortopedia (BAGARIA *et al.*, 2011)(SHUI *et al.*, 2016)(MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016)(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(MALIK *et al.*, 2015) (CROMEENS *et al.*, 2017)(ELEY, 2017)(LANGRIDGE *et al.*, 2018),

principalmente associados a procedimentos cirúrgicos em regiões de anatomia complexa.

Huang *et al.* em seu estudo sobre o aprendizado de fratura do acetábulo com auxílio de modelos anatômicos 3D concluiu que a tecnologia de impressão 3D foi a mais valiosa ferramenta de entendimento sobre este tipo de fraturas. Os dados demonstraram que modelos impressos com tecnologia 3D de fraturas reais são um efetivo instrumento no aprendizado da morfologia do acetábulo e promove o interesse do aluno (HUANG *et al.*, 2018).

#### **4.2.3.1.2 Planejamento Pré-Operatório**

A análise pré-operatória pode atualmente ser uma das aplicações mais úteis da tecnologia de impressão 3D. Procedimentos cirúrgicos em áreas de anatomia complexa com alto risco de lesão de estruturas nobres (vasos sanguíneos e nervos) se beneficiam com a prototipagem rápida (RANKIN *et al.*, 2018). Vários programas CAD permitem atualmente a realização de planejamento cirúrgico virtual (Virtual Surgical Planning – VSP) com um melhor entendimento da geometria espacial, das relações anatômicas principalmente em locais de anatomia complexa, e a possibilidade de se programar acessos cirúrgicos menos invasivos e no caso de cirurgias de trauma ortopédico a prévia redução dos fragmentos ósseos simulando a osteossíntese definitiva (FADERO; SHAH, 2014)(EGGER *et al.*, 2017). A impressão dos biomodelos promovem informação adicional às imagens convencionais com aumento do conhecimento da anatomopatologia da doença a ser tratada (BAGARIA *et al.*, 2011)(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(ZHANG, YAQING *et al.*, 2017) (BURZYŃSKA; MORASIEWICZ; FILIPIAK, 2016)(ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016)(VAISHYA *et al.*, 2018).

Uma técnica precisa de navegação é fundamental para transferência do planejamento cirúrgico pré-operatório 3D para o paciente durante a cirurgia.

Kim *et al.* em seu estudo concluiu que a técnica de impressão em 3D forneceu aos cirurgiões uma melhor compreensão do padrão de fratura e anatomia e foi efetivamente usada para o planejamento pré-operatório, educação de estagiários e realização de simulações cirúrgicas para melhorar os resultados técnicos intraoperatórios (KIM *et al.*, 2017).



Alguns trabalhos mostram que a tecnologia de impressão 3D em planejamento e realização de procedimentos cirúrgicos leva a diminuição do tempo cirúrgico (GIANNETTI *et al.*, 2017)(BAGARIA; CHAUDHARY, 2017) (MALIK *et al.*, 2015)(MOBBS *et al.*, 2018)(BURZYŃSKA; MORASIEWICZ; FILIPIAK, 2016)(ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016)(YANG *et al.*, 2016)(TACK *et al.*, 2016), diminuição de perda de sangue no intra-operatório (YANG *et al.*, 2016)(BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(MOBBS *et al.*, 2018), diminuição do tempo de exposição a radiação ionizante durante o procedimento cirúrgico (YANG *et al.*, 2016)(TACK *et al.*, 2016)(GIANNETTI *et al.*, 2017)(MOBBS *et al.*, 2018), redução de complicações (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(MARTELLI *et al.*, 2016)(KAYE *et al.*, 2016) e provável melhora nos resultados cirúrgicos (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016)(TACK *et al.*, 2016). Com relação a diminuição do tempo cirúrgico, Wilcox *et al.* em sua revisão sistemática descreveram que redução do tempo cirúrgico foi 15 a 20% relatada em vários estudos e em vários cenários de procedimentos cirúrgicos. Os principais motivos apresentados para redução do tempo de cirurgia incluíram um entendimento mais profundo da patologia, como localização e abordagem cirúrgica, e a facilitação das decisões de instrumentação pré-operatória (WILCOX *et al.*, 2017).

Langridge *et al.* mostram em seu estudo trabalhos que sugerem que o planejamento cirúrgico com a tecnologia 3D levam a melhor compreensão da anatomia podendo levar a melhores resultados cirúrgicos (LANGRIDGE *et al.*, 2018).

#### **4.2.3.1.3 Simulação Pré-Cirúrgica**

A simulação pré-operatória de um procedimento cirúrgico permite a avaliação prévia e a reprodução de etapas operatórias complexas, não sofrendo as restrições de tempo de um procedimento real. A simulação cirúrgica eficaz requer que a anatomia seja fiel à real e também deve se comportar de maneira semelhante ao tecido do paciente (RANKIN *et al.*, 2018). Deste modo a impressão 3D é útil na simulação cirúrgica, planejamento cirúrgico, no referenciamento das estruturas anatômicas no intraoperatório, na escolha pré-operatória dos implantes e guias a serem utilizados (SHUI *et al.*, 2016)(ZHANG,

YAQING *et al.*, 2017)(MARTELLI *et al.*, 2016)(VAN DEN BROECK *et al.*, 2014) (TRAUNER, 2018) principalmente com relação ao entendimento da geometria (distancias, escalas, formas) e identificação de anatomia complexa (SHUI *et al.*, 2016)(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(ZHANG, YAQING *et al.*, 2017) (LANGRIDGE *et al.*, 2018)(FADERO; SHAH, 2014)(CROMEENS *et al.*, 2017)(BURZYŃSKA; MORASIEWICZ; FILIPIAK, 2016)(MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016)(VAISHYA *et al.*, 2018)(WILCOX *et al.*, 2017) (HOANG *et al.*, 2016).

Outras vantagens são a melhor escolha do acesso a defeitos ósseos, no entendimento melhor do padrão da fratura e melhor escolha no posicionamento de implantes ósseos (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(KARLIN *et al.*, 2017)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018)(BURZYŃSKA; MORASIEWICZ; FILIPIAK, 2016)(CHANA-RODRÍGUEZ *et al.*, 2016b)(TETSWORTH; BLOCK; GLATT, 2017)(ZHENG, W. *et al.*, 2018)(VAISHYA *et al.*, 2018).

De acordo com Malik *et al.* muito tempo é gasto no intraoperatório para medir e moldar o material de osteossíntese antes da sua colocação durante uma cirurgia para tratamento de fratura de acetábulo. Ao executar as etapas de redução e posicionamento do material de osteossíntese em um modelo 3D no pré-operatório, um tempo valioso é economizado durante o procedimento cirúrgico, pois o cirurgião tem mais tempo para se concentrar na abordagem, redução e fixação, ou seja, a escolha do material e a modelagem pré-operatória do material de osteossíntese é realizada em um ambiente livre de estresse antes do procedimento (MALIK *et al.*, 2015).

Em um estudo sobre osteotomia utilizando técnica de impressão 3D no tratamento de consolidação viciosa de fratura do platô tibial, Yang *et al.* realizando planejamento cirúrgico virtual e utilizando modelo anatômico em escala real, relatou melhora no entendimento da deformidade para a programação da osteotomia com realização da simulação cirúrgica com o modelo anatômico (osteotomia, redução do afundamento articular e fixação com placa e parafuso). Relata que com esta técnica reproduziram com sucesso o planejamento pré-operatório com tempo cirúrgico reduzido, pouca perda de sangue intraoperatório e acurácia na redução do colapso da superfície articular (YANG *et al.*, 2016). Este autor elenca as vantagens da cirurgia assistida com a técnica de impressão 3D comparada com os métodos de cirurgia tradicional:

Modelos anatômicos impressos em escala real melhoram o entendimento sobre a anatomia e morfologia da deformidade como por exemplo: detalhes da localização, desvio e afundamento. Detalhes importantes no planejamento da localização da osteotomia.

Planejamento cirúrgico individualizado, com possibilidade de menor dano a partes moles, devido a escolha precisa do acesso cirúrgico. Acurácia na redução da deformidade com menor tempo cirúrgico.

Técnica que não necessita de instrumentos sofisticados com custo relativamente baixo, na impressão do modelo anatômico.

#### **4.2.3.1.4 Trauma Ortopédico**

O uso da tecnologia de impressão 3D no planejamento cirúrgico pré-operatório mostrou facilitar o procedimento com resultados satisfatórios, especialmente em fraturas articulares complexas da coluna, pelve e do acetábulo (BAGARIA *et al.*, 2011)(FADERO; SHAH, 2014)(BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(COURVOISIER *et al.*, 2018)(FADERO; SHAH, 2014) (ZENG *et al.*, 2016), joelho (BAGARIA *et al.*, 2011)(GIANNETTI *et al.*, 2017)(KIM *et al.*, 2017), pilão tibial (ZHENG, WENHAO *et al.*, 2018), calcâneo (BAGARIA *et al.*, 2011)(FADERO; SHAH, 2014), ombro e cotovelo (KIM *et al.*, 2017)(ZHENG, W. *et al.*, 2018) e rádio distal (BIZZOTTO *et al.*, 2016). A utilização do modelo anatômico 3D no planejamento pré-operatório permite o estudo e entendimento melhor da anatomia, principalmente em regiões articulares e periarticulares, a visualização dos detalhes específicos da fratura, confirmar o tipo de fratura, determinar o deslocamento/desvio e o número de fragmentos de fratura, examinar o colapso e a condição cominutiva da superfície articular, verificar a presença potencial de defeitos ósseos, e determinar se é necessário enxerto ósseo. Este tipo de planejamento virtual permite que os fragmentos de fratura sejam reduzidos da melhor maneira possível e os implantes mais apropriados sejam escolhidos e utilizados, além da possibilidade da melhor escolha do acesso cirúrgico ao local da lesão (FADERO; SHAH, 2014)(ZHENG, WENHAO *et al.*, 2018). O planejamento cirúrgico virtual combinado com a tecnologia de impressão 3D permite ao cirurgião visualizar todo o processo de redução pré-operatório e orientar a redução intraoperatória,

tornando a redução menos demorada e mais precisa (GIANNETTI *et al.*, 2017)(MA *et al.*, 2017) com menores chances de complicações cirúrgicas (ZHENG, WENHAO *et al.*, 2018). Permite ainda um planejamento adequado de fixações percutâneas em situações de fraturas ósseas irregulares (FADERO; SHAH, 2014). Modelos anatômicos 3D de fraturas articulares complexas aumenta consideravelmente o número de informações importantes necessárias para o tratamento adequado comparado com imagens de radiografias e TC. Este benefício que a impressão 3D favorece também é dependente da experiência do cirurgião de acordo com Bagaria *et al.* (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

Kim *et al.* em seu estudo relata a experiência clínica com o uso de técnicas impressão 3D no trauma ortopédico, com as seguintes aplicações da tecnologia de impressão 3D (KIM *et al.*, 2017):

1. Melhor entendimento da fratura e das relações anatômicas
2. Planejamento pré-operatório
3. Educação Médica
4. Treinamento e Simulação cirúrgica

De acordo com um estudo sobre o uso da manufatura aditiva no tratamento cirúrgico de fraturas articulares complexas, Bagaria *et al.* elenca as vantagens do uso da prototipagem rápida (BAGARIA *et al.*, 2011):

1. Melhor entendimento da morfologia da fratura ou da anatomopatologia
2. Medição das dimensões reais e relações anatômicas no modelo
3. Redução do tempo cirúrgico
4. Diminuição do tempo de anestesia
5. Diminuição da perda sanguínea intraoperatória
6. Auxílio na obtenção da redução da fratura
7. Redução do tempo de uso de fluoroscopia

Para o tratamento fraturas graves unilaterais dos membros inferiores Zhang *et al.* descreveu uma técnica de espelhamento de imagens tomográficas de ossos longos para realização de programação da redução da fratura e da programação do material de osteossíntese a ser utilizado (ZHANG, WENXI *et al.*, 2017).

Em seu estudo sobre o uso da tecnologia 3D no tratamento de fraturas intercondilares do úmero, Zheng *et al.* realizou uma comparação entre o grupo controle que foi submetido ao tratamento convencional e o grupo submetido ao tratamento cirúrgico com o uso da tecnologia 3D no planejamento pré-operatório (cirurgia virtual e impressão do modelo anatômico) e encontraram diferença estatística significativa nos seguintes aspectos: tempo de duração da cirurgia, perda de sangue, tempo de fluoroscopia. O grupo submetido ao tratamento com uso da tecnologia 3D apresentou menor índice nestes três aspectos com valor de  $p < 0,001$ . Não houve entretanto, diferença estatística com relação ao tempo de consolidação e aos resultados clínicos (ZHENG, W. *et al.*, 2018).

Alguns autores descreveram o uso da tecnologia de manufatura aditiva no tratamento de fraturas do platô tibial. Giannetti *et al.* realizou um estudo cuja proposta foi comparar o tempo cirúrgico, perda de sangue intraoperatória, e resultados clínicos e radiográficos pós-operatórios no tratamento de fraturas complexas do platô tibial operados com e sem o uso pré e intraoperatório de modelos anatômicos reais das fraturas impressos em 3D. Concluíram que nos pacientes operados com o auxílio dos modelos anatômicos impressos com a tecnologia 3D houve uma significativa redução do tempo de cirurgia. Entretanto nas cirurgias dos pacientes operados sem o uso dos modelos anatômicos houve um aumento do tempo de exposição a radiação ionizante (GIANNETTI *et al.*, 2017). Huang *et al.* em uma série de 6 casos submetidos a tratamento cirúrgico de fratura do platô tibial, realizou planejamento pré-operatório com redução da fratura e posicionamento da placa e parafusos, e foram impressos em 3D guias cirúrgicos (PSI) de acordo com o planejamento para posicionamento dos parafusos e da placa. Foi avaliado os desvios do posicionamento dos parafusos antes e depois da cirurgia comparando tamanho, ponto de entrada e direção dos parafusos. Relataram que não houve diferença estatística com relação ao tamanho, ponto de entrada e a projeção do ângulo ideal e real da direção (trajetória) do parafuso. Concluíram que esta tecnologia aumenta a acurácia e eficiência da cirurgia de fixação interna com uso de PSI (HUANG *et al.*, 2018).

Considerando a complexidade anatômica das fraturas acetabulares, vários estudos relataram os benefícios dos modelos impressos 3D com o planejamento pré-operatório (BAGARIA *et al.*, 2011)(BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(KIM *et al.*, 2017)(MALIK *et al.*, 2015)(FADERO; SHAH,

2014)(COURVOISIER *et al.*, 2018)(ZENG *et al.*, 2016). A utilização da tecnologia de manufatura aditiva no tratamento de fraturas do acetábulo proporciona o estudo acurado da morfologia da fratura, realização de VSP, permite uma melhor escolha do acesso cirúrgico, pré-modelagem do material de osteossíntese com maior acurácia no posicionamento deste (COURVOISIER *et al.*, 2018).

Zheng *et al.* em seu trabalho sobre a viabilidade da tecnologia de impressão 3D no tratamento da fratura de pilão tibial e seu efeito na comunicação médico-paciente, realizou um estudo prospectivo (100 pacientes portadores de fratura do pilão tibial) randomizados em dois grupos: um grupo submetido a tratamento convencional e outro grupo submetido ao tratamento com a utilização da tecnologia de impressão 3D realizando neste grupo planejamento virtual e simulação virtual da redução da fratura com técnica de espelhamento do lado contralateral, impressão do modelo anatômico e simulação cirúrgica utilizando modelo anatômico impresso em escala real para escolha e modelagem do material de osteossíntese. A análise estatística dos dados foi do tipo duplo-cego. A conclusão deste trabalho foi que a tecnologia de impressão 3D é segura e eficaz para o tratamento de adultos com fraturas pilão tibial com um tempo cirúrgico significativamente menor, menor perda sanguínea intraoperatória, menos tempos de fluoroscopia, maior taxa de redução anatômica e melhores resultados em comparação com o grupo convencional que não utilizou estes recursos, não encontrando diferença estatística com relação ao índice de complicações comparando os grupos. Concluem ainda que a impressão 3D pode ajudar os médicos a melhorar seus conhecimentos teóricos e habilidades práticas, reduzir as curvas de aprendizado, melhorar a qualidade cirúrgica e fornecer uma melhor comunicação entre médicos e pacientes (ZHENG, WENHAO *et al.*, 2018).

Existem várias técnicas de manufatura aditiva e inúmeros materiais utilizados na impressão 3D na área médica como mostrado no Anexo B. Neste estudo foi utilizada a impressão de modelo anatômico com técnica de manufatura aditiva de modelagem por deposição de camadas fundidas (Fused Deposition Modelling - FDM). Esta técnica utiliza a técnica de deposição em camadas de um polímero aquecido através de um bico extrusor, camada por camada (HOANG *et al.*, 2016), que imediatamente endurecem após a extrusão

para formar camadas sólidas, com a confecção de objetos tridimensionais com alta definição geométrica. Um filamento de material normalmente termoplástico ou fio de metal alimenta o cabeçote de um bico extrusor que aquece o filamento e o expulsa, desligando e ligando, formando as sucessivas camadas (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Atualmente a técnica mais difundida e utilizada na produção de manufaturas de adição para uso em cirurgias ortopédicas é a técnica de FDM, como por exemplo modelos anatômicos (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(vide Anexo B).

Dentre os materiais utilizados nesta técnica está o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), material utilizado na impressão do modelo anatômico deste estudo. É um polímero termoplástico rígido e leve, resistente e não-tóxico, derivado do petróleo, não é biodegradável com ponto de fusão de aproximadamente de 210°C a 250°C (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Utilizado principalmente na impressão de modelo de ossos para educação, treinamento e planejamento cirúrgico (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017), como no caso deste estudo.

### **4.3 Discussão dos Resultados**

Neste estudo foi utilizado um protocolo para a aquisição de imagens tomográficas, renderização e modelagem em ambiente CAD com a finalidade de criação de um modelo ósseo virtual para a impressão 3D com a tecnologia FDM. De acordo com a literatura apresentada, os parâmetros na aquisição das imagens de TC como espessura e o número dos cortes são fatores determinantes na acurácia da reconstrução volumétrica do objeto. Além disto, um outro fator determinante na acurácia da reconstrução é a segmentação. Neste estudo a espessura dos cortes e a espessura entre os cortes foram menores que 1 mm, o que permitiu um volume de dados suficientes para uma reconstrução volumétrica do objeto muito próxima ao osso real. Com relação a segmentação, esta foi realizada automaticamente por algoritmo computacional com identificação do tecido ósseo na janela de limiar (thresholding) entre 226 e 2014 HU, o que permitiu uma segmentação acurada, com pouca necessidade de se realizar limpeza dos artefatos, regularização e suavização da superfície durante a renderização e modelagem do modelo virtual.

Este protocolo permitiu a criação do modelo ósseo virtual 3D com as características do objeto real. O modelo anatômico 3D após impresso mostrou-se com as características geométricas e morfológicas semelhantes ao osso real, de acordo com os exames de TC.

A utilização de programas CAD, como o Invesalius® (utilizado para a segmentação óssea) e o Meshmixer® (utilizado para a modelagem e renderização), permitiu a realização de um planejamento cirúrgico virtual, com a redução anatômica dos fragmentos ósseos.

A impressão do modelo anatômico 3D com a tecnologia de manufatura aditiva de FDM, permitiu um planejamento cirúrgico criterioso, uma programação do posicionamento do material de osteossíntese, a realização de simulação cirúrgica para o planejamento da posição do material de osteossíntese e o treinamento da equipe cirúrgica, além de confirmar a estabilidade da osteossíntese.

Além disto, o modelo anatômico 3D impresso fixado com o material de osteossíntese, foi utilizado como guia de navegação para o posicionamento do material de osteossíntese durante a cirurgia para tratamento da pseudoartrose do côndilo femoral lateral no joelho do participante.

A utilização do ABS como termoplástico para a impressão de modelo anatômico 3D, conferiu ao modelo impresso solidez e resistência estrutural que permitiu a simulação cirúrgica com a implantação do material de osteossíntese, sem que houvesse a quebra ou soltura as camadas fundidas do modelo. Após a inserção do material de osteossíntese no modelo anatômico 3D, verificou-se a estabilidade da redução e fixação dos fragmentos.

Com relação ao tratamento da pseudoartrose, de acordo com a análise radiográfica, há sinais de início de consolidação nas radiografias realizadas com quatro semanas de pós-operatório, sem sinais de mobilidade ou soltura do material de osteossíntese.

Houve uma dificuldade técnica no posicionamento do modelo anatômico para corresponder ao posicionamento preciso da posição do joelho do participante durante a realização do exame de radiografia do joelho em AP. O modelo por não possuir outras estruturas anatômicas aderidas ou anexadas não possuía referências geométricas e anatômicas que permitissem a reprodução precisa da técnica do exame radiológico do joelho. Devido esta dificuldade



técnica as medidas dos ângulos obtidos mostram o joelho do participante e o modelo anatômico não estavam na mesma posição no momento da realização da radiografia, conforme os dados obtidos na tabela 2.

O posicionamento preciso da placa e do parafuso de acordo com o planejamento pré-operatório dependem da navegação precisa durante o procedimento cirúrgico. Fatores como a anatomia articular complexa do joelho e o acesso cirúrgico reduzido influenciaram na colocação do material de osteossíntese conforme planejamento pré-operatório neste caso clínico.

Para a realização de uma osteossíntese estável é necessário que os parafusos e a placa estejam em uma angulação próxima de 90° com relação ao traço de fratura/pseudoartrose, de acordo com o Manual da AO (AO Principles of Fracture Management, 2018.), o que foi alcançado neste estudo, de acordo com os dados obtidos na tabela 3.

Apesar da diferença dos valores dos ângulos comparados entre os exames de radiografia do joelho do participante e do modelo anatômico, houve um posicionamento adequado do material de osteossíntese com uma reprodutibilidade da técnica na colocação da placa e dos parafusos como na simulação no modelo anatômico, promovendo grande estabilidade da fixação, permitindo uma redução satisfatória da pseudoartrose com reconstrução anatômica da superfície articular.

De acordo com a análise radiográfica foi verificado grande acurácia na reprodutibilidade do planejamento cirúrgico virtual e na simulação cirúrgica comparado ao resultado final da osteossíntese da pseudoartrose da fratura de Hoffa do participante.

#### **4.4 Proposta para Estudos Futuros**

É importante indicar possíveis e interessantes caminhos para a realização de futuras pesquisas acerca da temática da aplicação da tecnologia de manufatura aditiva em cirurgias ortopédicas. Este estudo inicial poderá ser desdobrado em análises futuras, utilizando o método de elementos finitos, com a finalidade de se definir as características mecânicas dos tipos de osteossíntese utilizados no tratamento da fratura de Hoffa. Desta maneira poderá ser desenvolvido um implante específico para a osteossíntese deste tipo de fratura.

Além disto, para estudos futuros, sugere-se a pesquisa e desenvolvimento da tecnologia de impressão 3D utilizando materiais biocompatíveis que possam ser aplicados como substitutos ósseos. Para uma adequada impressão e manufatura destes substitutos poderão ser realizados análises pelo método de elementos finitos para se definir as características mecânicas destas estruturas impressas.

## **5. CONCLUSÃO**

A utilização da tecnologia de impressão 3D na área de cirurgia ortopédica é um exemplo de Estado da Arte na área médica. O protocolo proposto para a aquisição e segmentação das imagens tomográficas da região do joelho de um participante portador de pseudoartrose (ausência de consolidação) da fratura coronal do côndilo femoral (fratura de Hoffa), mostrou-se eficaz para a reconstrução volumétrica e renderização de modelo anatômico virtual 3D. O modelo anatômico 3D criado e modelado em ambiente CAD, de acordo com o protocolo proposto, reproduziu as características geométricas e morfológicas do osso real, de acordo com os exames de TC, o que permitiu a realização de uma programação e simulação cirúrgica virtual criteriosa. O modelo anatômico 3D foi impresso com a tecnologia de manufatura aditiva FDM, utilizando como termoplástico o ABS, com grande definição de detalhes devido a qualidade e definição da aquisição e precisão na segmentação das imagens e devido aos parâmetros de impressão definidos neste estudo. O modelo anatômico 3D impresso reproduziu as características do osso real com grande acurácia, permitindo a simulação da osteossíntese. Neste estudo constatou-se grande acurácia na reprodutibilidade do planejamento virtual e na simulação cirúrgica com o modelo anatômico 3D impresso comparando ao resultado final do procedimento cirúrgico, de acordo com análise radiográfica realizada. A utilização de modelo anatômico virtual e impresso 3D mostrou-se eficaz e útil no planejamento e na realização do tratamento cirúrgico da pseudoartrose de fratura coronal do côndilo femoral.

## 6. REFERÊNCIAS

- ALKHALIFE, Yasser I.; ALSHAMMARI, Abdulmuhsen N.; ABOUELNAGA, Mohamed A. **Hoffa's fracture of the medial femoral condyle in a child treated with open reduction and internal fixation: A case report.** *Trauma Case Reports*, v. 14, p. 20–26, 2018.
- ARASTU, M H *et al.* **Coronal plane partial articular fractures of the distal femoral condyle: current concepts in management.** *The bone & joint journal*, v. 95–B, n. 9, p. 1165–1171, set. 2013.
- AREALIS, Georgios; NIKOLAOU, Vasileios S. **Bone printing : new frontiers in the treatment of bone defects.** *Injury*, v. 46, n. S8, p. S20–S22, 2015.
- ASSOCIATION, Orthopaedic Trauma. **Fracture and Dislocation classification Compendium - 2018.** *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 32, n. Supplement 1, 2018.
- BAGARIA, Vaibhav *et al.* **Use of rapid prototyping and three-dimensional reconstruction modeling in the management of complex fractures.** *European Journal of Radiology*, v. 80, n. 3, p. 814–820, 2011.
- BAGARIA, Vaibhav; BHANSALI, Rakesh; PAWAR, Prashant. **3D printing-creating a blueprint for the future of orthopedics: Current concept review and the road ahead!** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 9, n. 3, p. 207–212, 2018.
- BAGARIA, Vaibhav; CHAUDHARY, Kshitij. **A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: Experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels.** *Injury*, v. 48, n. 11, p. 2501–2508, 2017.
- BARTONÍČEK, Jan; RAMMELT, Stefan. **History of femoral head fracture and coronal fracture of the femoral condyles.** *International O*, v. 39, p. 1245–1250, 2015.

BEL, J C *et al.* **Unicondylar fractures of the distal femur.** *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, v. 100, p. 873–877, 2014.

BIZZOTTO, N *et al.* **3D Printed models of distal radius fractures.** *Injury*, v. 47, n. 4, p. 976–978, 2016.

BURCKLEY, Richard E; MORAN, Christopher G.; APIVATTHAKAKU, Theerachai. **AO Principles of Fracture Management.** Stuttgart: Thieme Editora, 2018.

BURN, Matthew B.; TA, Anderson; GOGOLA, Gloria R. **Three-dimensional printing of prosthetic hands for children.** *Journal of Hand Surgery*, v. 41, n. 5, p. e103–e109, 2016.

BURZYŃSKA, Karolina; MORASIEWICZ, Piotr; FILIPIAK, Jarosław. **The Use of 3D Printing Technology in the Ilizarov Method Treatment : Pilot Study.** *Adv Clin Exp Med*, v. 25, n. 6, p. 1157–1163, 2016.

CAITI, G; STRIJKERS, J G G Dobbe G J; STREEKSTRA, S D Strackee G J. **Positioning error of custom 3D-printed surgical guides for the radius : influence of fitting location and guide design.** *Int J CARS*, p. 1-12, 2017.

CHANA-RODRÍGUEZ, Francisco *et al.* **3D surgical printing and pre contoured plates for acetabular fractures.** *Injury*, v. 47, p. 2507–2511, 2016.

CHEN, Dong *et al.* **Three-dimensional reconstructions in spine and screw trajectory simulation on 3D digital images: a step by step approach by using Mimics software.** *Journal of Spine Surgery*, v. 3, n. 4, p. 650–656, 2017.

CHEN, Xiaojun *et al.* **Computer-aided design and manufacturing of surgical templates and their clinical applications: a review.** *Expert Review of Medical Devices*, 2016.

CHENG, P. L.; CHOI, S. H.; HSU, Y. C. **Hoffa fracture : should precautions be taken during fixation and rehabilitation?** *Hong Kong Med J*, v. 15, n. 5, p. 385– 387, 2009.

CHIA, Helena N.; WU, Benjamin M. **Recent advances in 3D printing of biomaterials.** *Journal of Biological Engineering*, v. 9, n. 1, p. 1–14, 2015.

CHOY, Wen Jie *et al.* **Reconstruction of the thoracic spine using a personalized 3D-printed vertebral body in an adolescent with a T9 primary bone tumour: case report.** *World Neurosurgery*, 2017.

COURT-BROWN, Charles M.; HECKMAN, James D.; McQUEEN, Margaret M.; RICCI, Willina M.; TORTNETTA III, Paul. **Rockwood and Green's: Fractures in Adults.** Netherlands: Wolters Kluwer Editora, 2015.

COURVOISIER, A. *et al.* **Computer assisted surgery in preoperative planning of acetabular fracture surgery: state of the art.** *Expert Review of Medical Devices*, v. 15, n. 1, 2018.

CROMEENS, Barrett P. *et al.* **Facilitating surgeon understanding of complex anatomy using a three-dimensional printed model.** *Journal of Surgical Research*, v. 216, p. 18–25, 2017.

DE MUINCK KEIZER, R. J.O. *et al.* **Three-dimensional virtual planning of corrective osteotomies of distal radius malunions: a systematic review and meta-analysis.** *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, v. 12, n. 2, p. 77–89, 2017.

DHILLON, Singh Mandeep *et al.* **Coronal fractures of the medial femoral condyle : a series of 6 cases and review of literature.** *Musculoskelet Surg*, v. 96, p. 49–54, 2012.

DIMITRIOS, Giotikas; NABERGOJ, M.; KRKOVIC, M. **Surgical management of complex intra-articular distal femoral and bicondylar Hoffa fracture.** *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, v. 98, n. 8, p. e168–e170, 2016.

EGGER, Jan *et al.* **Computer-aided position planning of miniplates to treat facial bone defects.** *PLoS ONE*, v. 12, n. 8, p. 1–19, 2017.

EISENMENGER, Laura B. *et al.* **Application of 3-Dimensional Printing in a Case of Osteogenesis Imperfecta for Patient Education, Anatomic Understanding, Preoperative Planning, and Intraoperative Evaluation.** *World Neurosurgery*, v. 107, n. 1048, p. 1–7, 2017.

ELEY, K. A. **Centralised 3D printing in the NHS: a radiological review.** *Clinical Radiology*, v. 72, n. 4, p. 269–275, 2017.

ERCIN, Ersin *et al.* **Arthroscopic Treatment of Medial Femoral Condylar Coronal Fractures and Nonunions.** *Arthroscopy Techniques*, v. 2, n. 4, p. 413–415, 2013.

FADERO, Patrick Eniola; SHAH, Mahir. **Three dimensional (3D) modelling and surgical planning in trauma and orthopaedics.** *The Surgeon*, v. 12, p. 328–333, 2014.

FAVIER, Valentin *et al.* **Geometric and mechanical evaluation of 3D-printing materials for skull base anatomical education and endoscopic surgery simulation – A first step to create reliable customized simulators.** *PLoS ONE*, p. 1–16, 2017.

FUKUSHIMA, Kensuke *et al.* **Pre-operative simulation of periacetabular osteotomy via a three-dimensional model constructed from salt.** *Sicot-J*, v. 3, p. 14, 2017.

FULLER, Sam M. *et al.* **Application of 3-dimensional printing in hand surgery for production of a novel bone reduction clamp.** *Journal of Hand Surgery*, v. 39, n. 9, p. 1840–1845, 2014.

GAO, Mingjie *et al.* **Surgical treatment and rehabilitation of medial Hoffa fracture fixed by locking plate and additional screws : A retrospective cohort study.** *International Journal of Surgery*, v. 19, p. 95–102, 2015.

GAVASKAR, Ashok S; CHOWDARY, Naveen; KRISHNAMURTHY, Mukunth. **Operative management of Hoffa fractures — A prospective review of 18 patients.** *Injury*, v. 42, p. 1495–1498, 2011.

GIANNETTI, Silvio *et al.* **Minimally invasive fixation in tibial plateau fractures using an pre-operative and intra-operative real size 3D printing.** *Injury*, v. 48, p. 478–788, 2017.

GIORDANO, Vincenzo *et al.* **Case Report Total Knee Arthroplasty in a Patient With Hoffa Fracture Pseudarthrosis : Case Report.** *Rev Bras Ortop.*, v. 46, n. 4, p. 460–463, 2011.

GOEL, Anshul; SABAT, Dhananjaya; AGRAWAL, Pritam. **Arthroscopic-assisted fixation of Hoffa fracture : A case report and description of technique.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 7, n. 1, p. 61–65, 2015.

GOUIN, François *et al.* **Computer-assisted planning and patient-specific instruments for bone tumor resection within the pelvis: A series of 11 patients.** *Sarcoma*, p. 1–9, 2014.

HAK, David J *et al.* **Coronal fractures of the distal femoral condyle : A biomechanical evaluation of four internal fixation constructs.** *Injury*, v. 36, p. 1103–1106, 2005.

HARNA, Bushu *et al.* **Bicondylar conjoint Hoffa's fracture with patella entrapped in the fracture: A rare case report.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 9, p. S35–S38, 2018.

HARNA, Bushu *et al.* **Pediatric conjoint Hoffa's fracture: An uncommon injury and review of literature.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 8, n. 4, p. 353–354, 2017.

HILL, Brian W.; CANNADA, Lisa K. **Hoffa Fragments in the Geriatric Distal Femur Fracture: Myth or Reality?** *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation*, v. 8, n. 4, p. 252–255, 2017.

HOANG, Don *et al.* **Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started.** *Annals of Translational Medicine*, v. 4, n. 23, p. 456–456, 2016.

HOEKSTRA, H. *et al.* **Corrective limb osteotomy using patient specific 3D-printed guides: A technical note.** *Injury*, v. 47, n. 10, p. 2375–2380, 2016.

HOSKINS, Wayne; BINGHAM, Roger; GRIFFIN, Xavier L. **Distal femur fractures in adults.** *Orthopaedics and Trauma*, v. 31, n. 2, p. 93–101, 2017.

HUANG, Zhenfei *et al.* **Three-dimensional printing model improves morphological understanding in acetabular fracture learning: A multicenter, randomized, controlled study.** *PLoS ONE*, v. 13, n. 1, p. 1–12, 2018.

IMANISHI, Jungo; CHOONG, Peter F M. **Three-dimensional printed calcaneal prosthesis following total calcaneotomy.** *International Journal of Surgery Case Reports*, v. 10, p. 83–87, 2015.

IWAI, Takao *et al.* **Intra-articular corrective osteotomy for malunited Hoffa fracture: A case report.** *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology*, v. 4, n. 1, p. 2–6, 2012.



JAIN, Sumit Kumar; JADAAN, Mutaz; RAHALL, Elias. **Hoffa's fracture - Lateral meniscus obstructing the fracture reduction - A case report.** *Injury*, v. 46, n. 2, p. 419–421, 2015.

JENTZSCH, Thorsten *et al.* **Tumor resection at the pelvis using three-dimensional planning and patient-specific instruments: A case series.** *World Journal of Surgical Oncology*, v. 14, n. 1, p. 1–12, 2016.

JEREMY, Joseph *et al.* **Treatment of an osteoporotic Hoffa fracture.** *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 18, p. 784–786, 2010.

JIANG, Yirui *et al.* **Twenty-seven-year nonunion of a Hoffa fracture in a 46-year-old patient.** *Chinese Journal of Traumatology*, v. 18, n. 1, p. 54–58, 2015.

KAPOOR, Chirag *et al.* **A Case of Distal Femur Medial Condyle Hoffa Type II(C) Fracture Treated with Headless Screws.** *Cureus*, v. 8, n. 9, p. 1–6, 2016.

KARLIN, Lawrence *et al.* **The surgical treatment of spinal deformity in children with myelomeningocele: The role of personalized three-dimensional printed models.** *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, v. 26, n. 4, p. 375–382, 2017.

KAYE, Rachel *et al.* **Three dimensional printing: A review on the utility within medicine and otolaryngology.** *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 89, p. 145–148, 2016.

KIM, Ji Wan *et al.* **Clinical experience with three-dimensional printing techniques in orthopedic trauma.** *Journal of Orthopaedic Science*, p. 1–6, 2017.

KINI, Sunil G.urpur; SHARMA, Mrinal; RAMAN, Rajeev. **A rare case of open bicondylar Hoffa fracture with extensor mechanism disruption.** *BMJ case reports*, v. 2013, p. 3–5, 2013.

KONDREDDI, Vamsi; YALAMANCHILI, Ranjith K.; RAVI KIRAN, Kopuri. **Bicondylar Hoffa's fracture with patellar dislocation - a rare case.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 5, n. 1, p. 38–41, 2014.

LAL, Hitesh *et al.* **Conjoint bicondylar Hoffa fracture in a child: A rare variant treated by minimally invasive approach.** *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, v. 12, n. 2, p. 111–114, 2011.

LANGRIDGE, Benjamin *et al.* **Systematic Review of the Use of 3-Dimensional Printing in Surgical Teaching and Assessment.** *Journal of Surgical Education*, v. 75, n. 1, p. 209–221, 2018.

LEE, Sang Yang *et al.* **Bicondylar Hoffa Fracture Successfully Treated with Headless Compression Screws.** *Case Reports in Orthopedics*, v. 2014, p. 1–4, 2014.

LI, Huiwu *et al.* **Custom Acetabular Cages Offer Stable Fixation and Improved Hip Scores for Revision THA With Severe Bone Defects.** *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 474, n. 3, p. 731–740, 2016.

LI, Lan *et al.* **In situ repair of bone and cartilage defects using 3D scanning and 3D printing.** *Scientific Reports*, v. 7, n. 1, p. 1–12, 2017.

LI, Min *et al.* **Internal fixation with headless compression screws and back buttress plate for treatment of old Hoffa fracture.** *Chinese Journal of Traumatology*, v. 17, n. 2, p. 79–83, 2014.

LIANG, H. *et al.* **Reconstruction with 3D-printed pelvic endoprostheses after resection of a pelvic tumour.** *Bone and Joint Journal*, v. 99–B, n. 2, p. 267–275, 2017.

MA, Junli *et al.* **The use of 3D-printed titanium mesh tray in treating complex comminuted mandibular fractures.** *Medicine (United States)*, 2017.

MALIK, Hammad H. *et al.* **Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications.** *Journal of Surgical Research*, v. 199, p. 512–522, 2015.

MARRO, Alessandro; BANDUKWALA, Taha; MAK, Walter. **Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications.** *Current Problems in Diagnostic Radiology*, v. 45, p. 2–9, 2016.

MARTELLI, Nicolas *et al.* **Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review.** *Surgery (United States)*, v. 159, n. 6, p. 1485–1500, 2016.

MARZOUKI, Amine *et al.* **A rare case of unicondylar medial Hoffa fracture associated with ipsilateral vertical patella fracture.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 4, n. 2, p. 102–105, 2013.

MOBBS, Ralph J. *et al.* **L5 En-Bloc Vertebrectomy with Customized Reconstructive Implant: Comparison of Patient-Specific Versus Off-the-Shelf Implant.** *World Neurosurgery*, 2018.

MOK, Sze-Wing *et al.* **From the printer: Potential of three-dimensional printing for orthopaedic applications.** *Journal of Orthopaedic Translation*, v. 6, p. 42–49, 2016.

MOK, Sze Wing *et al.* **From the printer: Potential of three-dimensional printing for orthopaedic applications.** *Journal of Orthopaedic Translation*, v. 6, p. 42–49, 2016.

MOOTHA, A K; MAJETY, P; KUMAR, V. **Undiagnosed Hoffa fracture of medial femoral condyle presenting as chronic pain in a post-polio limb.** *Chin J Traumatol*, v. 17, n. 3, p. 180–182, 2014.

MULFORD, Jonathan S.; BABAZADEH, Sina; MACKAY, Neil. **Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications.** *ANZ journal of surgery*, v. 86, n. 9, p. 648–653, 2016.

MUMITH, A. *et al.* **Additive manufacturing current concepts, future trends.** *Bone and Joint Journal*, v. 100B, n. 4, p. 455–460, 2018.

NAM, D. ***Patient-specific instrumentation (PSI) in total knee arthroplasty (TKA).*** [S.l.]: Woodhead Publishing Limited, 2014.

NANDY, Kousik *et al.* **Non-union coronal fracture femoral condyle, sandwich technique: A case report.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 6, n. 1, p. 46–50, 2015.

NEOGI, Devdatta S; SINGH, Saurabh; YADAV, Chandra Shekhar. **Bicondylar Hoffa fracture - A rarely occurring, commonly missed injury.** *Injury Extra*, v. 39, n. 9, p. 296–298, 2008.

NORK, Sean E. *et al.* **the Association Between Supracondylar-Intercondylar Distal Femoral Fracture and Coronal Plane Fractures.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 87–A, n. 3, p. 564–568, 2005.

OCGUDER, Ali *et al.* **Hoffa fracture , eminentia fracture and posterior cruciate ligament damage : An unusual knee injury.** *Injury Extra*, v. 39, p. 88– 91, 2008.

ONAY, Tolga *et al.* **Surgically treated Hoffa Fractures with poor long-term functional results.** *Injury*, p. 4–9, 2018.

PANKAJ, Amite *et al.* **Hoffa fracture associated with femoral shaft and proximal tibial fractures: report of two cases.** *Chinese journal of traumatology = Zhonghua chuang shang za zhi*, v. 15, n. 6, p. 367–369, 2012.

PATEL, Parth B.; TEJWANI, Nirmal C. **The Hoffa fracture: Coronal fracture of the femoral condyle a review of literature.** *Journal of Orthopaedics*, 2018.

PEEL, Sean *et al.* **Evolution of design considerations in complex craniofacial reconstruction using patient-specific implants.** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 231, n. 6, p. 509–524, 2017.

PIÉTU, G.; EHLINGER, M. **Minimally invasive internal fixation of distal femur fractures.** *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, v. 103, n. 1, p. S161–S169, 2017.

PIRES, Robinson E. *et al.* **Algorithmic treatment of Busch-Hoffa distal femur fractures: A technical note based on a modified Letenneur classification.** *Injury*, v. 49, n. 8, p. 1623–1629, 2018.

QIAO, Feng *et al.* **Application of 3D printed customized external fixator in fracture reduction.** *Injury*, v. 46, p. 1150–1155, 2015.

RANKIN, Timothy M *et al.* **Image once, print thrice? Three-dimensional printing of replacement parts.** *The British Journal of Radiology*, v. 90, p. 1–9, 2018.

REDDY, Venkata Gurava *et al.* **Total Knee Arthroplasty as Salvage for Non Union in Bicondylar Hoffa Fracture : a report of two cases.** *Journal of Orthopaedic Case Reports*, v. 1, n. 6, p. 26–28, 2011.

ROSSEELS, Wouter *et al.* **Corrective osteotomies using patient-specific 3D-printed guides: a critical appraisal.** *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, p. 1–9, 2018.

RYBICKI, Frank J. **Medical 3D printing and the physician-artist.** *The Lancet*, v. 391, n. 10121, p. 651–652, 2018.

SALLEN, A. *et al.* **How 3D patient-specific instruments improve accuracy of pelvic bone tumour resection in a cadaveric study.** *Bone and Joint Research*, v. 6, n. 10, p. 577–583, 2017.

SASIDHARAN, Binu *et al.* **Reconstructive osteotomy for a malunited medial Hoffa fracture - A feasible salvage option.** *Journal of Orthopaedics*, v. 13, n. 3, p. 132–135, 2016.

SHAO, H. *et al.* **Custom Repair of Mandibular Bone Defects with 3D Printed Bioceramic Scaffolds.** *Journal of Dental Research*, 2018.

SHARATH, Ramanath K *et al.* **Operative Treatment of Isolated Bicondylar Hoffa Fracture With a Modified Swashbuckler Approach.** v. 4, n. 4, p. 4–6, 2015.

SHI, Jieming *et al.* **Surgical treatment of lateral Hoffa fracture with a locking plate through the lateral approach.** *Eur J Orthop Surg Traumatol*, v. 24, p. 587– 592, 2014.

SHUI, Wuyang *et al.* **The production of digital and printed resources from multiple modalities using visualization and three-dimensional printing techniques.** *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, p. 1–11, 2016.

SINGH, Ajay-Pal *et al.* **Nonunion of coronal shear fracture of femoral condyle.** *Chinese journal of traumatology = Zhonghua chuang shang za zhi / Chinese Medical Association*, v. 14, n. 3, p. 143–146, 2011.

SONI, Ashwani *et al.* **Buttress plating for a rare case of comminuted medial condylar Hoffa fracture associated with patellar fracture.** *Chinese journal of traumatology = Zhonghua chuang shang za zhi / Chinese Medical Association*, v. 15, n. 4, p. 238–40, 2012.

SUN, Hui *et al.* **Plate fixation for Letenneur type I Hoffa fracture : a biomechanical study.** *Injury*, v. 48, n. 7, p. 1492–1498, 2017.

TACK, Philip *et al.* **3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review.** *BioMedical Engineering Online*, v. 15, n. 1, p. 1–21, 2016.

TETSUNAGA, Tomonori *et al.* **Posterior buttress plate with locking compression plate for Hoffa fracture.** *J Orthop Sci*, v. june, 2013.

TETSWORTH, Kevin; BLOCK, Steve; GLATT, Vaida. **Putting 3D modelling and 3D printing into practice: virtual surgery and preoperative planning to reconstruct complex post-traumatic skeletal deformities and defects.** *SICOT J*, v. 3, n. 16, p. 1–10, 2017.

TRAUNER, Kenneth B. **The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics.** *Journal of Arthroplasty*, p. 9–11, 2018.

VAISHYA, Raju *et al.* **Publication trends and knowledge mapping in 3D printing in orthopaedics.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 9, n. 3, p. 194–201, 2018.

VAN DEN BROECK, Joyce *et al.* **Segmentation accuracy of long bones.** *Medical Engineering and Physics*, v. 36, p. 949–953, 2014.

VAN EIJNATTEN, Maureen *et al.* **CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing.** *Medical Engineering and Physics*, v. 51, p. 6–16, 2018.

WAGIH, Ahmad M. **Arthroscopic Management of a Posterior Femoral Condyle (Hoffa) Fracture: Surgical Technique.** *Arthroscopy Techniques*, v. 4, n. 4, p. e299–e303, 2015.

WHITE, Eric A. *et al.* **Coronal plane fracture of the femoral condyles: anatomy, injury patterns, and approach to management of the Hoffa fragment.** *Skeletal Radiology*, v. 44, p. 37–43, 2015.

WHYMS, B J *et al.* **The effect of CT scanner parameters and 3D volume rendering techniques on the accuracy of linear, angular, and volumetric measurements of the mandible.** *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, v. 115, n. 5, p. 682–691, 2013.

WILCOX, Ben *et al.* **Systematic review of 3D printing in spinal surgery: the current state of play.** *Journal of Spine Surgery*, v. 3, n. 3, p. 433–443, 2017.

WONG, K. C. *et al.* **One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection.** *Computer Aided Surgery*, v. 20, n. 1, p. 14–23, 2015.

WONG, Tak Man *et al.* **The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review.** *Journal of Orthopaedic Surgery*, v. 25, n. 1, p. 1–7, 2017.

WONG, Kaufui V.; HERNANDEZ, Aldo. **A Review of Additive Manufacturing.** *ISRN Mechanical Engineering*, v. 2012, p. 1–10, 2012.  
XIE, Mei-ming; TANG, Kang-lai; YUAN, Chen-song. **3D printing lunate prosthesis for stage IIIc Kienböck's disease: a case report.** *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2017.

XIE, Xuetao *et al.* **Two and Three-Dimensional CT Mapping of Hoffa Fractures.** *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, v. 99, n. 21, p. 1866–1874, 2017.

YANG, Peng *et al.* **3D printing-assisted osteotomy treatment for the malunion of lateral tibial plateau fracture.** *Injury*, v. 47, p. 2816–2821, 2016.



ZENG, Canjun *et al.* **A combination of three-dimensional printing and computer-assisted virtual surgical procedure for preoperative planning of acetabular fracture reduction.** *Injury*, v. 47, n. 10, p. 2223–2227, 2016.

ZHANG, Wenxi *et al.* **Can the recovery of lower limb fractures be achieved by use of 3D printing mirror model?** *Injury*, v. 48, p. 2485–2495, 2017.

ZHANG, Yaqing *et al.* **Three-dimensional printing and computer navigation assisted hemipelvectomy for en bloc resection of osteochondroma: A case report.** *Medicine*, v. 96, n. 12, p. 1–6, 2017.

ZHENG, W. *et al.* **Application of 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures.** *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, v. 104, n. 1, p. 83–88, 2018.

ZHENG, Wenhao *et al.* **The Feasibility of 3D Printing Technology on the Treatment of Pilon Fracture and Its Effect on Doctor-Patient Communication.** *BioMed Research International*, p. 1–10, 2018.

ZHENG, Yi Xiong *et al.* **3D Printout Models vs. 3D-Rendered Images: Which Is Better for Preoperative Planning?** *Journal of Surgical Education*, v. 73, n. 3, p. 518–523, 2016.

## APÊNDICE A

### Classificação da Fratura Coronal do Côndilo Femoral

**Classificação de Letenneur – 1978** (APUD Letenneur *et al.*, 1978)(LAL *et al.*, 2011)( GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011)(SHI *et al.*, 2014)

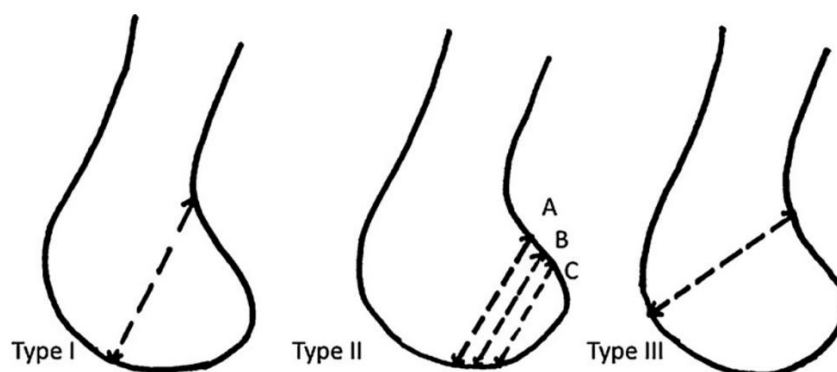
A classificação de Letenneur leva em conta a localização e o traço de fratura nas radiografias de joelho com incidência lateral (Figura 28).

Tipo I: fratura vertical envolvendo todo o côndilo com traço paralelo a cortical posterior do fêmur.

Tipo II: fratura paralela a cortical posterior do fêmur com tamanho variável, horizontal da base do côndilo (fragmentos osteocondrais pequenos sem inserção de partes moles). O tamanho é progressivamente menor nos subtipos A, B, C.

Tipo III: fratura oblíqua ao eixo anatômico do fêmur.

Figura 28 - Classificação de Letenneur



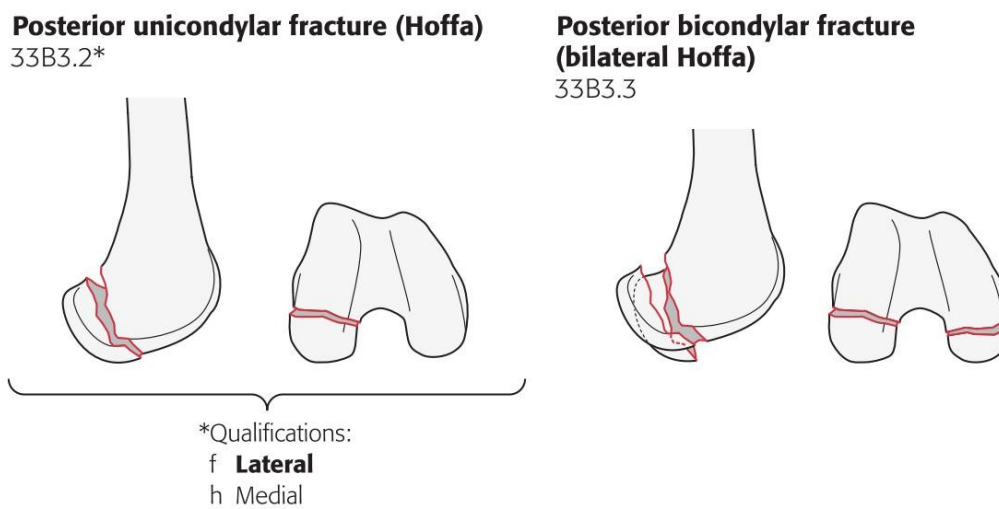
Fonte: (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011).

### **Classificação AO – 2018** (ASSOCIATION, 2018)

A classificação da AO-OTA avalia as características morfológicas das fraturas, com categorização de gravidade da lesão levando em consideração a localização da fratura (osso fraturado), a parte do osso (localização epifisária-articular, metafisária ou diafisárias), a morfologia da fratura (tipo de traço de fratura - transverso, oblíquo, espiral) e o tipo de cominuição (segmentar ou multifragmentar).

A fratura coronal do côndilo femoral   classificada como 33B3.2 (unicondilares) e 33B3.3 (bicondilares) (Figura 29).

Figura 29 - Classifica o de fraturas AO-OTA.



Fonte: (ASSOCIATION, 2018).

## APÊNDICE B

### Impressão 3D

A tecnologia de Manufatura Aditiva (MA) mais conhecida como Impressão 3D tem sido definida como o “processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelos tridimensionais, geralmente camada sobre camada, ao contrário de tecnologias de fabricação subtrativa, como a usinagem” (MUMITH *et al.*, 2018). A impressão tridimensional de objetos e estruturas envolve um grande número de técnicas de Prototipagem Rápida (PR) com um vasto campo de utilização e aplicação com crescimento exponencial nos últimos anos, incluindo a área de ciências da saúde (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017)(MOK, SZE-WING *et al.*, 2016)(HOANG *et al.*, 2016). O crescimento exponencial da MA é devido à sua capacidade de produzir formas complexas, aplicando material somente onde é necessário; o objeto inicial "impresso" está muito próximo do design final. Isso limita a necessidade de mais processos de pós-produção e reduz o desperdício em até 75%. A Manufatura Aditiva não requer fixações ou moldes, nem precisa de ferramentas para fabricar um produto o que reduz drasticamente os custos e os tempos de produção para 25%. O mercado mundial de manufatura aditiva em 2015 na área de ortopedia foi avaliado em 4,3 bilhões de dólares (MUMITH *et al.*, 2018).

Devido a crescente utilização da impressão 3D em várias áreas de atuação humana, o custo de impressão está declinando assim como do acesso a tecnologia está a cada dia se tornando mais fácil. Programas computacionais, tecnologias de impressão, tipos de materiais, processos de esterilização estão permitindo que a manufatura de adição seja cada vez mais utilizada na área médica (HOANG *et al.*, 2016). Tanto o valor da impressora quanto os insumos estão diminuindo e a possibilidade de impressão de modelos pela equipe cirúrgica faz com que esta tecnologia seja um exemplo do estilo: faça você mesmo (do it yourself – DIY)(CHANA-RODRÍGUEZ *et al.*, 2016a); no domínio da computação essa tecnologia é um exemplo de uma outra tendência: o que você vê é o que você obtém (What You See Is What You Get - WYSIWG) (BAGARIA *et al.*, 2011)(CHANA-RODRÍGUEZ *et al.*, 2016b).

Entretanto, o uso desta tecnologia ainda é limitado devido ao custo de impressão e tempo desde a produção (processamento das imagens e impressão do biomodelo ou instrumental) até a utilização pelo profissional de saúde, pois todo o processo na maioria dos casos é realizado por empresas de biotecnologia (HOANG *et al.*, 2016). Com o crescente aumento tecnológico na área de impressão 3D há um aumento progressivo da acurácia e precisão das impressões de biomateriais. À medida que a MA for sendo adotada cada vez mais, ela se tornará menos cara devido a economia de escala. Segundo o Departamento de Comércio dos Estados Unidos, os custos dos sistemas de MA já diminuíram em mais da metade entre 2001 e 2011 (MUMITH *et al.*, 2018).

A tecnologia de impressão 3D progressivamente vem sendo utilizada em alguns centros médicos especializados para planejar intervenções cirúrgicas complexas, com uso de modelos anatômicos para planejamento e simulação de procedimentos cirúrgico e confecção de instrumentos personalizados como guias de cortes. Este “Estado da Arte” na área médica gerou uma nova especialidade médica o “Médico Designer” cuja escopo de atuação é o trabalho em ambientes digitais com programas de Desenho Assistido por Computador (Computer Aided Design – CAD), manipulando os exames de imagens digitalizados para a criação de objetos 3D que serão utilizados no processo de manufatura aditiva através de processos de Manufatura Assistida por Computador (Computer Aided Manufacturing – CAM), como por exemplo confecção de modelos anatômicos e confecção de implantes e materiais cirúrgicos personalizados (RYBICKI, 2018).

O modelo 3D é construído digitalizando um objeto 3D real, manipulando os dados de imagem como Radiografia (RX), Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Magnética (RM) ou Ultrassonografia (US), por escaneamento ou por produção direta a partir de um desenho auxiliado por computador. O material utilizado para a impressão pode estar em várias formas como pó, líquidos, folhas ou fios (FADERO; SHAH, 2014)(MUMITH *et al.*, 2018). Com o avanço tecnológico dos exames radiológicos principalmente com relação aos recursos de processamento das imagens dos exames complementares de RX, TC e de RM a possibilidade de se imprimir modelos anatômicos em tamanho real de órgãos e de partes de corpo como os ossos é cada vez mais factível e mais acessível (MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016).

O uso desta tecnologia tem auxiliado no desenvolvimento de diversas especialidades cirúrgicas, especialmente a cirurgia ortopédica. O grande impacto desta tecnologia é principalmente nos casos de trauma e de doenças de alta complexidade onde se necessita de uma melhor compreensão da lesão para uma programação do tratamento cirúrgico mais adequado. Cirurgias em regiões de anatomia complexa como a pelve, coluna vertebral, cintura escapular, joelho e outras regiões articulares, tem sido as situações de maior necessidade do uso desta tecnologia em cirurgias ortopédicas (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017)(MUMITH *et al.*, 2018)(GIANNETTI *et al.*, 2017)(YANG *et al.*, 2016)(BAGARIA; CHAUDHARY, 2017). O uso da impressão 3D permite o melhor estudo da anatomia (estrutura geométrica e complexidade espacial) das regiões do corpo (SHUI *et al.*, 2016), proporciona o aprimoramento do treinamento cirúrgico, melhor programação da técnica cirúrgica a ser empregada, produção de instrumentais e guias específicos individualizados (customizados), produção de implantes (próteses e materiais de osteossíntese) personalizados (SHUI *et al.*, 2016)(MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016) (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016)(MOK, SZE-WING *et al.*, 2016)(KIM *et al.*, 2017)(ZHANG, YAQING *et al.*, 2017)(SALLENT *et al.*, 2017). Além de meios mais tradicionais de prototipagem rápida, revisões publicadas recentemente descrevem o uso de bioimpressão para produzir tecidos como ossos, cartilagem, vasos sanguíneos e pele, além da impressão de dispositivos de liberação de drogas (RANKIN *et al.*, 2018).

## **1. Tecnologias de Impressão 3D**

Existem várias tecnologias CAM empregadas na fabricação de modelos 3D na área médica, entre elas: FDM (Fused Deposition Modelling), SLA (Stereolithography), SLS (Selective Laser Sintering), SLM (Selective Laser Melting), EBM (Electron-Beam Melting) e Inkjet (HOANG *et al.*, 2016)(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016)(MOK, SZE WING *et al.*, 2016b)(MALIK *et al.*, 2015).

## 1.1 Fused Deposition Modelling (FDM)

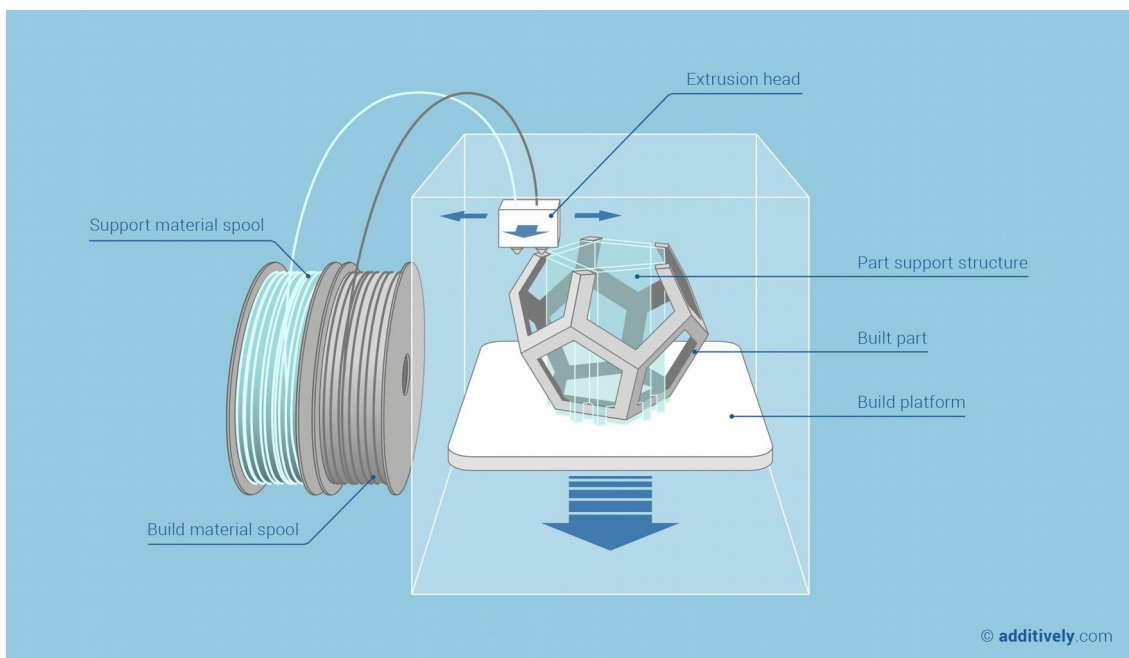
A modelagem por deposição de camadas fundidas (FDM) utiliza a técnica de deposição em camadas de um polímero aquecido através de um bico extrusor, camada por camada (HOANG *et al.*, 2016), que imediatamente endurecem após a extrusão para formar camadas sólidas, com a confecção de objetos tridimensionais com alta definição geométrica. Um filamento de material normalmente termoplástico ou fio de metal alimenta o cabeçote de um bico extrusor que aquece o filamento e o expulsa, desligando e ligando, formando as sucessivas camadas (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018) (Figura 30). Esta técnica necessita de um suporte para a impressão das estruturas (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). A velocidade de impressão é baixa e a resolução da impressão é menor que a técnica de SLS (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017)(MALIK *et al.*, 2015). Com a tecnologia FDM, é necessário considerar a pequena quantidade de retração que ocorre com os plásticos quando eles esfriam até a temperatura ambiente, de cerca de 0,5%, o que pode ser superado pelo dimensionamento preventivo do modelo (ELEY, 2017). Nesta técnica a espessura da camada pode ser de até 7  $\mu\text{m}$  com resolução X/Y de até 2,8  $\mu\text{m}$  (HOANG *et al.*, 2016).

Atualmente a técnica mais difundida e utilizada na produção de manufaturas de adição para uso em cirurgias ortopédicas é a técnica de FDM, como por exemplo modelos anatômicos (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

As principais vantagens do FDM para impressão de biomateriais com a confecção de scaffolds são alta porosidade devido ao padrão de deposição e boa resistência mecânica. Um desafio para o FDM é a limitação para materiais termoplásticos com boas propriedades de viscosidade de fusão que tenham viscosidade alta o suficiente para construir, mas baixa viscosidade suficiente para extrusão (CHIA; WU, 2015).

Os materiais utilizados nesta técnica são o ABS, PLA, Poliamida, Policarbonato, Polipropileno, Poliéster e alguns tipos de ceras (HOANG *et al.*, 2016).

Figura 30 - Imagem esquemática da técnica de impressão FDM.



Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/fused-deposition-modeling>>  
Acesso em 22 out. 2018.

## 1.2 Stereolitography (SLA)

A Estereolitografia (SLA) é uma técnica rápida e muito precisa para fabricar objetos tridimensionais pela qual um computador controla um feixe de laser ultravioleta (UV) para polimerização de líquido da superfície para a profundidade formando sucessivas camadas. O polímero está contido em um recipiente cuja movimentação de descida ou ascensão é controlado pelo programa de impressão. O fotorpolímero é transformado em semi-sólido com calor e depois endurece (“cura”). Todo o processo usa o laser UV triangulado na superfície usando espelhos de varredura nos eixos X e Y (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018)(Figura 31). A cinética das reações de cura que ocorrem durante a polimerização é crítica. Isso afeta o tempo de cura e a espessura da camada polimerizada. A cinética pode ser controlada pelo poder da fonte de luz, a velocidade de varredura e a química e quantidade do monômero. Além disso, absorvedores de UV podem ser adicionados à resina para controlar a profundidade da polimerização (CHIA; WU, 2015).

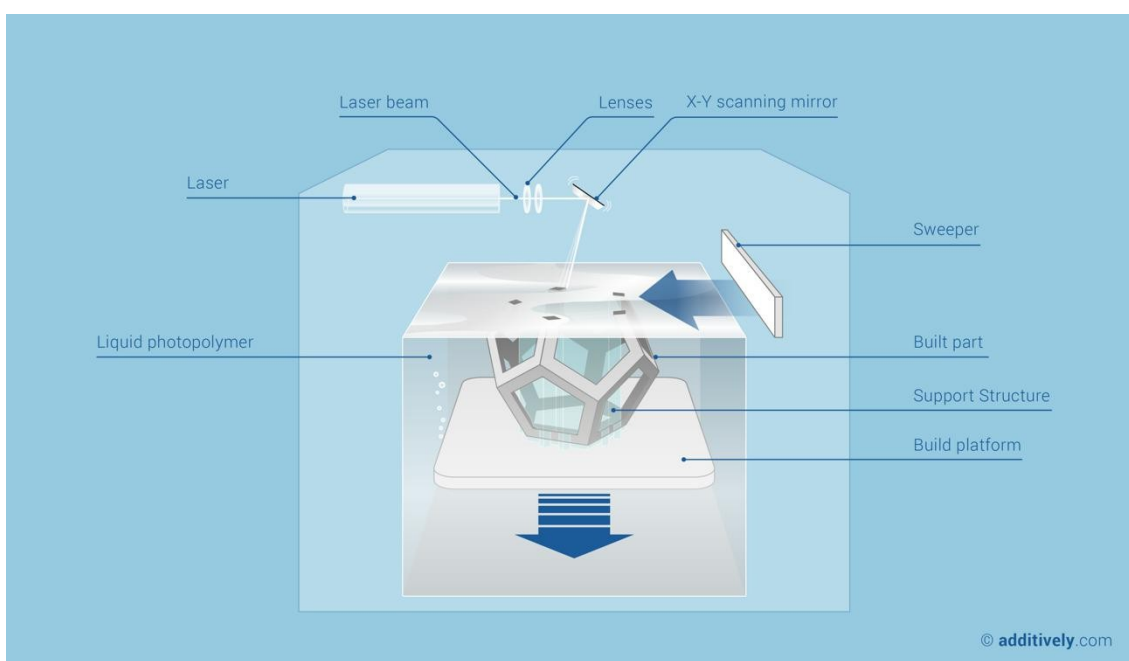
Os materiais de impressão mais utilizados nesta técnica são limitados a fotorpolímeros como por exemplo resinas de Epox e acrílico, que podem ter alto custo (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). Nesta técnica a espessura da



camada pode ser de até 2  $\mu\text{m}$  com resolução X/Y de até 4  $\mu\text{m}$  (HOANG *et al.*, 2016).

As vantagens da técnica de SLA são a capacidade de criar formas complexas com arquitetura interna (com formas tubulares por exemplo), facilidade de remoção de resina não polimerizada e resolução extremamente alta, modelos altamente precisos com acabamentos superficiais suaves. A principal desvantagem do SLA é a escassez de resinas biocompatíveis com propriedades adequadas de processamento de SLA (CHIA; WU, 2015).

Figura 31 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLA.



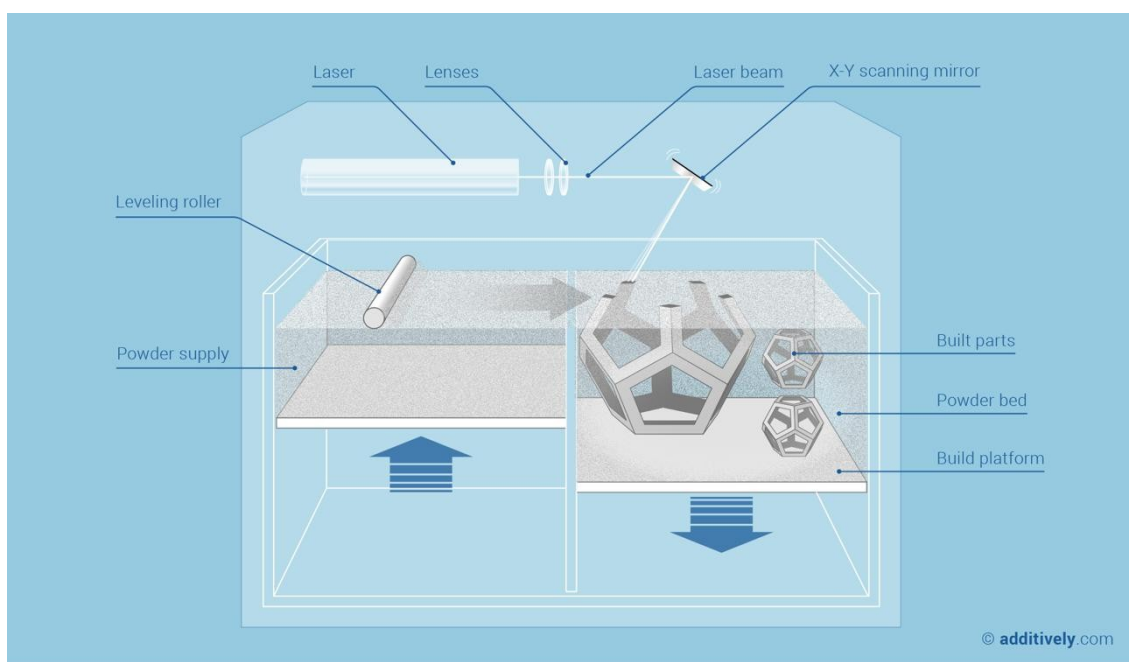
Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/stereolithography>>  
Acesso em 22 out. 2018.

### 1.3 Selective Laser Sintering (SLS) / Selective Laser Melting (SLM) / Direct Metal Laser Sintering (DMLS)

A sinterização seletiva a laser (SLS) utiliza um laser de  $\text{CO}_2$  de alta potência para fundir (sinterizar) uma fina camada de partículas de pó em camadas para formar o modelo. O laser desenha a forma do objeto desejado fundindo-o com a camada abaixo; sucessivamente camadas do pó são espalhadas sobre as anteriores, cobrindo-as após a ação do laser sobre cada camada (Figura 32). Ele pode ser usado para criar uma representação extremamente precisa, pois, a precisão é limitada apenas pelo laser, pela

finura/granulação do pó da matéria-prima e espessura da camada. Os materiais mais utilizados são: termoplásticos (policarbonato, poliamida, nylon), metais, vidro ou cerâmica (HOANG *et al.*, 2016).

Figura 32 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLS.



Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/laser-sintering>>

Acesso em 22 out. 2018.

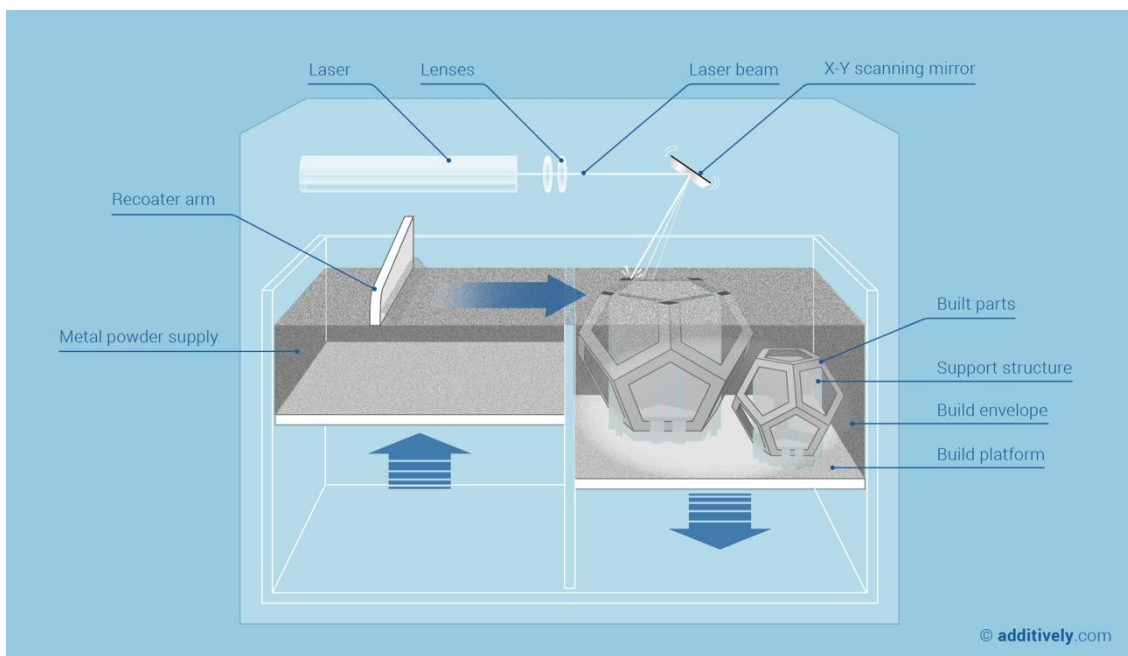
A fusão seletiva a laser também é chamada de SLM (Selective Laser Melting) é um subtipo de SLS sendo utilizado principalmente para impressão de metais e fabricação de implantes. Tanto a SLS e a SLM possuem alta resolução e alto custo (HOANG *et al.*, 2016)(BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018) (Figura 33).

Uma vantagem do SLS e do SLM em relação a outros processos de impressão 3D é que eles não exigem estruturas de suporte durante a impressão dos modelos, devido ao fato dos objetos estarem apoiados sobre o pó. Com outras impressoras, as estruturas de suporte às vezes são necessárias para evitar o colapso do modelo em pontos fracos. Essas estruturas de suporte podem ser removidas manualmente após o modelo ter sido impresso. No processo de SLS e SLM geralmente deixam uma superfície áspera que pode exigir polimento. O acabamento da superfície com SLS pode ser difícil, exigindo mais pós-processamento do que em outros métodos (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

A tecnologia de Fusão Seletiva a Laser (SLM) e Sinterização Direta de Metal a Laser (DMLS) são as tecnologias de impressão metálicas 3D mais comuns. Ambos usam um laser para escanear e depois seletivamente fundir/derreter as partículas de pó de metal que se ligam umas às outras em camadas. A principal diferença entre as duas tecnologias é a capacidade de imprimir diferentes materiais. Ambas as técnicas possuem um grau de desperdício de matéria-prima menor do que 5%. Embora a SLM possa imprimir apenas um único metal, a DMLS permite imprimir várias ligas, assim como o pó com pontos de fusão variáveis também pode se fundir a nível molecular nessa tecnologia específica. A altura da camada para impressão de um objeto metálico 3D varia entre 20 e 50  $\mu\text{m}$  e depende das propriedades da matéria-prima, como capacidade de fluxo, tamanho de partícula, forma e distribuição. Os modernos padrões de impressão de metal têm uma precisão de menos de 100  $\mu\text{m}$ , tornando-os ideais para impressão de implantes ortopédicos que necessitam de alta precisão (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). De acordo com Hoang, na técnica de SLS a espessura da camada pode ser de até 4 a 6  $\mu\text{m}$  com resolução X/Y de até 30 a 50  $\mu\text{m}$ , enquanto na técnica de DLMS a espessura da camada pode ser de até 0,8 a 1,2  $\mu\text{m}$  com resolução X/Y de até 12 a 16  $\mu\text{m}$  (HOANG *et al.*, 2016).

Chia *et al.* em sua revisão sobre avanços no uso de biomaterias em impressão 3D, relatou o uso de materiais não metálicos impressos com a técnica de SLS como por exemplo: termoplásticos cerâmicos previamente revestidos, mistura de álcool polivinílico (PVA) com hidroxiapatita (HA) e poliéter-éter-cetona (PEEK) utilizado para confecção de implantes personalizados (CHIA; WU, 2015).

Figura 33 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLM.

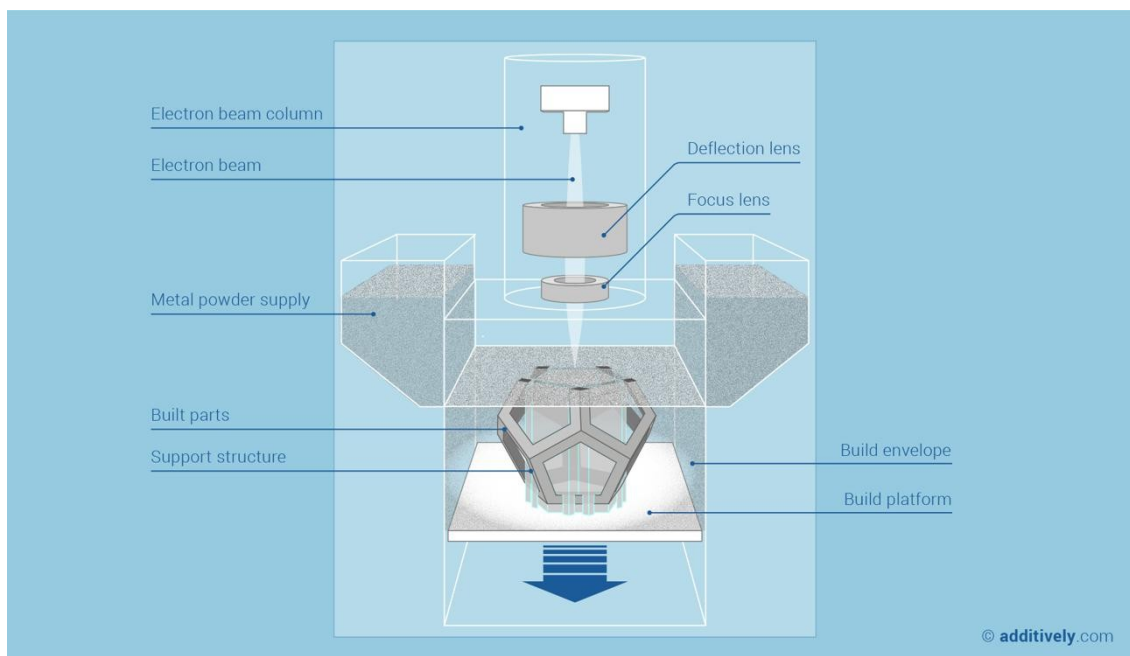


Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/laser-melting>>  
Acesso em 22 out. 2018.

## 1.4 Electron-Beam Melting (EBM)

Um processo semelhante ao SLS é a fusão por feixe de elétrons (EBM). Nesse processo, o que derrete o pó é um feixe de elétrons a laser, alimentado por uma alta tensão, tipicamente de 30 a 60 kV. O processo ocorre em uma câmara de alto vácuo para evitar problemas de oxidação, pois é destinado à construção de peças metálicas com alta precisão. Fora isso, o processo é muito semelhante ao SLS (Figura 34). A EBM também pode processar uma grande variedade de metais pré-ligados (WONG, KAUFUI V.; HERNANDEZ, 2012). Esta técnica de manufatura aditiva permite a confecção de próteses personalizadas (como próteses de quadril ou joelho, endopróteses) de ligas metálicas.

Figura 34 - Imagem esquemática da técnica de impressão EBM.



Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/electron-beam-melting>>  
Acesso em 22 out. 2018.

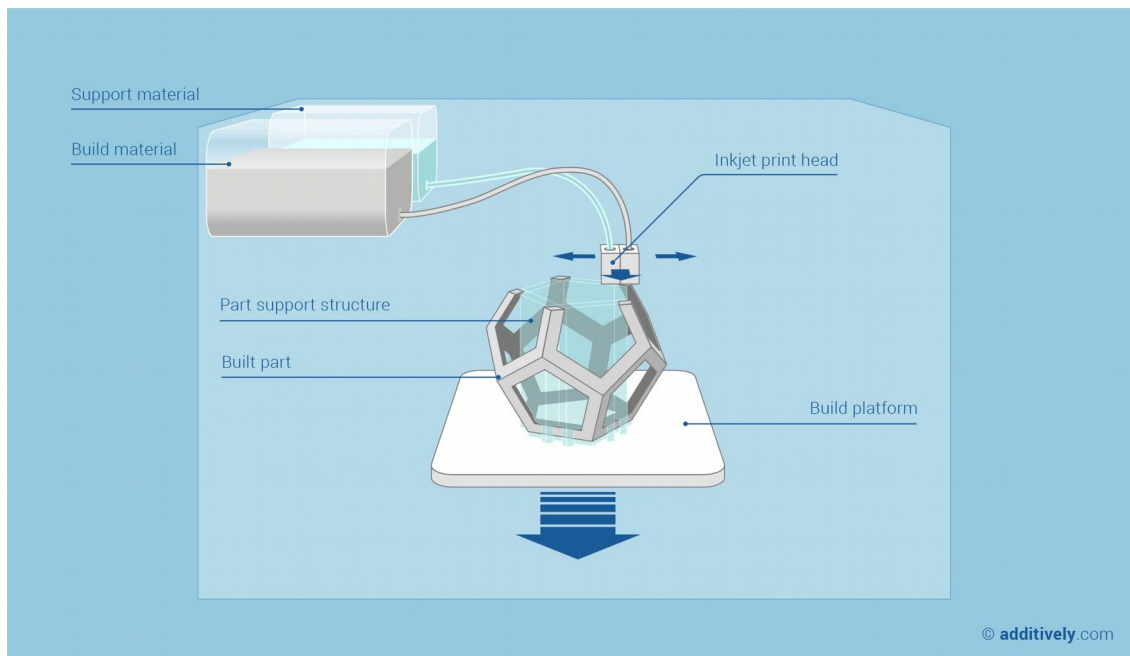
## 1.5 Inkjet

Na impressão a jato de tinta (Inkjet), uma cabeça de impressão cria gotículas de um agente ligante líquido, que são combinados com um substrato em pó. As gotículas são criadas através de uma variedade de tecnologias, tais como métodos piezoelétricos, eletromagnéticos ou térmicos para serem distribuídas sobre um substrato (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016) (Figura 35). Alterando o gradiente de temperatura aplicado, a pressão, a frequência de pulso e a viscosidade da tinta, o tamanho da gota pode ser modificado para diferentes aplicações (MOK, SZE-WING *et al.*, 2016). Como a SLM, a impressão a jato de tinta não requer o uso de estruturas de suporte. Além disso, eles criam modelos relativamente rápidos e com baixo custo. No entanto, em geral, as peças não são tão duráveis quanto as manufaturadas com a técnica de SLS. Uma aplicação da tecnologia de jato de tinta tem sido utilizada na bioengenharia de tecidos impressos em 3D. Em vez de um líquido, a cabeça de impressão deposita as células vivas em um scaffolds (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

De acordo com Chia *et al.* as principais vantagens da bioimpressão são o processamento à temperatura ambiente (se aplicável), incorporação direta e

distribuição homogênea de células. As principais desvantagens são a rigidez mecânica limitada, a temporização crítica do tempo de gelificação, a correspondência específica do material e as densidades do meio líquido para preservar formas e a baixa resolução de impressão (CHIA; WU, 2015).

Figura 35 - Imagem esquemática da técnica de impressão Inkjet.



Fonte: Disponível em <<https://www.additively.com/en/learn-about/material-jetting>>  
Acesso em 22 out. 2018.

## 2. Materiais

Vários compostos, incluindo fotopolímeros e termoplásticos, foram e estão sendo desenvolvidos para a aplicação na tecnologia de impressão 3D na área médica devido com redução de custos, boa resolução (20 a 100  $\mu\text{m}$ ) e facilidade de uso (RANKIN *et al.*, 2018).

Vários tipos de materiais são utilizados para impressão 3D em cirurgias ortopédicas como por exemplo: metais, polímeros naturais e sintéticos e biomateriais.(MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016)(MOK, SZE WING *et al.*, 2016b) Os materiais mais utilizados atualmente na impressão de modelos na área de cirurgia ortopédica são:

ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) é um termoplástico rígido e leve, resistente e não-tóxico, com ponto de fusão de aproximadamente 210°C a 250°C. Derivado do petróleo, não é biodegradável, pode liberar vapores

desagradáveis durante a impressão (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Utilizado na impressão de modelo de ossos para educação, treinamento e planejamento cirúrgico (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

PLA (Ácido Polilático) é um termoplástico de origem vegetal (amido), possui um ponto de fusão de aproximadamente 210°C a 250°C (HOANG *et al.*, 2016). O PLA é fácil de imprimir é biocompatível e biodegradável, mas sua força degrada com o tempo e a impressão tem uma textura com certa rugosidade (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). utilizado na impressão de modelo de ossos e impressão de guias cirúrgicos (MOK, SZE WING *et al.*, 2016b). O PLA é quebradiço e possui baixa resistência mecânica.

PEEK (Polieter-etercetona) utilizado na confecção de matérias médicos implantáveis por ser biocompatível e biodegradável. Dispositivos confeccionados com este material podem exibir maior semelhança com a resistência, rigidez e elasticidade do osso. Além disso, apresenta melhor conforto ao paciente em comparação ao titânio, exibindo menor condutividade térmica e menor densidade. A radiolucência é frequentemente citada como um grande benefício para a melhora da imagem pós-operatória que é particularmente valiosa em casos oncológicos. Este material é adequado para ajustes de formato intra-operatório pois permite retirada de parte do material (PEEL *et al.*, 2017).

Nylon / Poliamida é um polímero sintético resistente e de baixo custo, mas requer alta temperatura para modelagem (210 a 250°) (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Utilizado na impressão de modelos anatômicos de ossos para programação e simulação cirúrgica, além de guias cirúrgicos.

Policarbonato é utilizado na impressão de modelo de ossos para educação, treinamento e planejamento cirúrgico (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

Quanto à impressão de metal, vários materiais são aprovados para utilização como as ligas de Aço Inox (AISI 316L), ligas de Titânio (Ti4ALV6) e de Cromo-cobalto (CrCo) são usados para impressão de implantes e próteses.

## 2.1 Esterelização

Um importante aspecto na utilização de modelos anatômicos e guias cirúrgicos impressos com a tecnologia 3D é a esterilização para uso em ambiente cirúrgico. A maioria dos materiais usados na impressão 3D é compatível com métodos de esterilização para instrumentos cirúrgicos, como esterilização a vapor e técnicas de baixa temperatura como peróxido de hidrogênio, ácido peracético e etilenoglicol. Embora o PLA seja um termoplástico, ele possui um ponto de fusão 250°C e pode, portanto, ser submetido à esterilização a vapor (aproximadamente 121°C). Além disso, foi demonstrado que modelos de PLA impressos em 3D podem ser suficientemente esterilizados por imersão em glutaraldeído. Existem, no entanto, limitações práticas relativamente a alguns materiais, por exemplo, alguns termoplásticos que possuem temperaturas de fusão baixas (HOANG *et al.*, 2016).

## 3. Aplicações da Tecnologia de Impressão 3D em Cirurgias Ortopédicas

De acordo com Bagaria (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018), o uso biomédico da tecnologia da impressão 3D possui 4 importantes áreas:

1. Impressão de Biomodelos (modelos anatômicos).
2. Impressão de Guias e Gabaritos Cirúrgicos (guias de corte, guias de perfuração).
3. Impressão de Implantes, Próteses e Órteses.
4. Impressão de Tecidos.

Algumas situações no tratamento de problemas ortopédicos onde a tecnologia e impressão 3D tem sido utilizada de acordo com Bagaria (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018):

1. Fraturas periarticulares do joelho, tornozelo, ombro.
2. Fraturas articulares do acetábulo, platô tibial, pilão tibial, cintura escapular, cotovelo.
3. Artroplastias complexas com defeitos ósseos.
4. Fixações sacroilíacas.



5. Deformidades complexas da coluna vertebral.
6. Deformidades e fraturas da face.
7. Deformidades e alterações devido a malformação congênita.
8. Planejamento de osteotomias.

Martelli et al. em uma revisão sistemática sobre as vantagens e desvantagens do uso da impressão 3D em cirurgias como consta na tabela 6 (MARTELLI *et al.*, 2016).

Tabela 6 - Principais vantagens e desvantagens do uso da tecnologia de impressão 3D em cirurgias.

<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
Planejamento Pré-Operatório: melhor antecipação de dificuldades cirúrgicas com anatomia complexa e visualização direta das malformações.	Acurácia: possíveis distorções entre o modelo 3D e o objeto real devido a resolução das imagens.
Acurácia e precisão dos guias cirúrgicos. Diminuição do tempo cirúrgico.	Tempo de Preparação no Pré-operatório: adicional tempo gasto durante o planejamento e produção do modelo 3D.
Riscos e Complicações: Diminuição da exposição radiológica do paciente durante o procedimento cirúrgico.	Custo do equipamento (programas CAD, incidência de complicações pós-operatórias impressoras 3D). como perda sanguínea, infecção e diminuição
Melhora no posicionamento intraoperatório dos guias cirúrgicos.	Propriedades do objeto impresso: baixa solidez e propriedades mecânicas insuficientes.
Melhora nos resultados cirúrgicos.	Riscos e Complicações: Reações alérgicas devido a resíduos dos materiais utilizados (polímeros); aumento da exposição radiológica do paciente em exames de imagens.

Fonte: (MARTELLI *et al.*, 2016).

### 3.1 Modelo Anatômico

A fabricação de modelos anatômicos através da tecnologia de manufatura aditiva é atualmente a maior aplicação deste tipo de tecnologia de impressão 3D pela versatilidade de possibilidades de utilização em várias áreas da medicina.

As principais utilizações dos modelos anatômicos 3D impressos com a tecnologia de manufatura aditiva são:

1. No ensino e treinamento médico.
2. Na realização do planejamento pré-operatório
3. Na realização de simulação pré-cirúrgica  
(sobre uso do modelo anatômico vide Capítulo 4 – Discussão)

### **3.2 Guias (corte e perfuração) e Gabaritos Cirúrgicos**

Os guias de corte, perfuração ou redução confeccionados com a tecnologia de impressão 3D customizados para o paciente (Patient-Specific Instrument - PSI) são utilizados em várias situações em cirurgias ortopédicas. Esses guias são moldes personalizados que se encaixam no osso do paciente, com guias de corte e guias de furos de parafusos para posicionar diretamente os instrumentais cirúrgicos previamente planejados (CAITI; STRIJKERS; STREEKSTRA, 2017) com guias de corte de retirada de enxertos ósseos e guias de corte e perfuração em cirurgia de osteotomia e artroplastia (NAM, 2014)(ZHENG, YI XIONG *et al.*, 2016)(TACK *et al.*, 2016)(TRAUNER, 2018)(BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018)(VAISHYA *et al.*, 2018). Além disto é possível a realização de acessos cirúrgicos menores ou percutâneos utilizando esta técnica (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018).

Instrumentos personalizados para o paciente (PSI) foram desenvolvidos como alternativa aos sistemas de navegação. Os PSI foram originalmente desenvolvidos para artroplastia total do joelho (ATJ). Outras aplicações vêm sendo utilizadas como inserção de parafuso pedicular em cirurgias da coluna vertebral, artroplastia total do quadril (ATQ) e osteotomia corretiva foram descritas na literatura. A tecnologia de PSI tem sido adaptada para cirurgias de tumores ósseos: os guias de corte personalizados são projetados com superfícies específicas para se encaixar ao osso em uma posição única para direcionar os planos de ressecção desejados (GOUIN *et al.*, 2014).

Os possíveis benefícios da impressão de PSI são a reprodutibilidade do planejamento cirúrgico pré-operatório, tempo cirúrgico reduzido e eficiência e custo-benefício otimizados. Apesar dos benefícios propostos, ainda não está comprovado que seja melhor do que as técnicas padrão. Em 2014 na Austrália, essa técnica foi usada em 6,8% de todas as ATJ de acordo com Mulford *et al.* (MULFORD; BABAZADEH; MACKAY, 2016).

Em cirurgias oncológicas o planejamento pré-operatório associado a confecção de PSI pode resultar em maior acurácia cirúrgica, com relação a ressecção de margens livres e precisão nos cortes ósseos (GOUIN *et al.*, 2014). Estudos mostram que o uso de PSI em ressecções de tumor ósseo na pelve, simplificam o procedimento cirúrgico (SALLENT *et al.*, 2017). Da mesma forma o uso da combinação de modelos 3D associados a navegação computadorizada resulta em um aumento da acurácia cirúrgica na ressecção de tumores (ZHANG, YAQING *et al.*, 2017)(FADERO; SHAH, 2014). Jentzsch *et al.* relatou em uma série de casos o uso de guias de corte na realização de osteotomias em cirurgias de hemipelvectomy no tratamento de tumores pélvicos. Concluiu que o planejamento cirúrgico virtual associado ao uso intraoperatório de modelos anatômicos 3D e de PSI auxiliam na visualização da anatomia e acurácia cirúrgica. Guias de corte para osteotomias em bloco auxiliam na ressecção adequada da lesão com margens de segurança (JENTZSCH *et al.*, 2016).

A utilização da modelagem de imagens tridimensional levou a um aprimoramento no design de vários instrumentais (guias de corte e de perfuração óssea) e implantes utilizados na cirurgia ortopédica, principalmente naquelas cuja realização ocorre em locais de anatomia complexa como a pelve, coluna vertebral e cintura escapular (ZHANG, YAQING *et al.*, 2017) (MOK, SZE WING *et al.*, 2016b)(MALIK *et al.*, 2015). A prototipagem de PSI se tornou um avanço tecnológico com impacto nas cirurgias de artroplastia total do quadril e joelho, cirurgias oncológicas e cirurgias da coluna (CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016)(MALIK *et al.*, 2015)(TRAUNER, 2018). Pode-se ainda utilizar esta tecnologia na confecção de fixadores externos personalizados e realizar o planejamento pré-operatório do trajeto dos elementos de fixação óssea (BURZYŃSKA; MORASIEWICZ; FILIPIAK, 2016).

O uso de PSI em cirurgias da coluna, permite planejar a trajetórias de parafusos reduzindo o risco de desvios para fora do corpo e do pedículo vertebral diminuindo os riscos de lesão vascular e nervosa, além de confecção de implantes personalizados segundo Mobbs *et al.* (MOBBS *et al.*, 2018). Guias intra-operatórios, criados com dados específicos do paciente, em cirurgias de coluna, podem ter a capacidade de diminuir os riscos associados a esses procedimentos de acordo com Wilcox *et al.* Em sua revisão sistemática, numerosos estudos demonstraram que os guias ajudam a diminuir o tempo de

operação, sugerindo que isso pode diminuir as complicações relacionadas ao tempo operatório (por exemplo, infecção). Outros benefícios incluem diminuição da radiação intra-operatória, simplicidade de uso, eliminação da subjetividade do procedimento, planejamento pré-operatório aprimorado e custo moderado em comparação com outras técnicas (WILCOX *et al.*, 2017).

Da mesma forma que o planejamento pré-operatório de deformidade pós-traumática, a confecção de instrumental cirúrgico personalizado é um dos grandes benefícios da tecnologia de impressão 3D (FADERO; SHAH, 2014). Para o tratamento de consolidação viciosa de fraturas, Hoekstra *et al.* descreveu uma técnica de osteotomia corretiva de ossos longos com uso de guias específicos individualizados impressos com a tecnologia 3D. Este processo se resume em (HOEKSTRA *et al.*, 2016):

1. Aquisição das imagens do segmento que possui a consolidação viciosa em TC. É necessário a aquisição do membro contralateral para realização da técnica.
2. Criação do modelo virtual em 3D e realização da técnica de espelhamento do lado contralateral para se definir as variáveis a serem corrigidas (rotação, angulação e comprimento).
3. Escolha da posição e orientação da osteotomia (cunha de adição ou subtração por exemplo) e determinação da posição corrigida do osso, definido o local de posição do material de osteossíntese. Este passo é a realização do planejamento cirúrgico virtual (VSP).
4. Impressão do guia de corte e perfuração (PSI) e do modelo anatômico.
5. Realização da cirurgia com exposição do local da osteotomia, posicionamento do guia e fixação provisória do guia com fios de Kirschner. Nesta fase pode-se realizar a perfuração prévia dos furos dos parafusos definitivos.
6. Realização da osteotomia com o guia de corte de acordo com o VSP.
7. Realização da redução da osteotomia para o local corrigido. Os fios de Kirschner podem ser utilizados para realização da redução.
8. Osteossíntese da osteotomia conforme planejado com placa e parafuso.
9. Realização no pós-operatório de TC

Caiti *et al.* (CAITI; STRIJKERS; STREEKSTRA, 2017) mostrou em seu estudo sobre osteotomia de rádio que o erro de posicionamento das guias de corte e perfuração específico do paciente (PSI) depende do local de montagem. Isso deve ser cuidadosamente levado em consideração ao se utilizar a tecnologia de impressão 3D durante a cirurgia, recomendando-se o uso de guias estendidos, uma vez que aumenta a precisão da navegação cirúrgica.

Vários estudos citam que apesar da criação de guias personalizados para cirurgias de correção angular com osteotomia, o posicionamento inadequado dos guias de corte e das placas podem levar a resultados cirúrgicos insatisfatórios (HOEKSTRA *et al.*, 2016)(DE MUINCK KEIZER *et al.*, 2017)(ROSSEELS *et al.*, 2018).

De acordo com Rosseels *et al.* em seu estudo sobre o uso de guias impressos com tecnologia 3D (PSI) para realização de osteotomias encontrou quatro grandes armadilhas utilizando a técnica de impressão 3D (ROSSEELS *et al.*, 2018):

1. O cuidado do posicionamento do guia planejado é obrigatório, uma vez que o posicionamento sub-ótimo do guia é a principal causa da correção incompleta;
2. O uso de furos dos parafusos (pré-perfurados) não garante o posicionamento adequado do parafuso;
3. A translação dos fragmentos ósseos sobre os planos de osteotomia no caso de uma osteotomia oblíqua é um risco potencial;
4. A profundidade da osteotomia é difícil de estimar, podendo levar a lesões na cartilagem, em regiões peri-articulares.

Tack *et al.* em sua revisão sistemática a respeito do uso da tecnologia 3D na área médica, relata que muitos estudos recentes mencionam que não há diferença nos resultados clínicos entre cirurgias de ATJ que usaram guias de cortes padronizados comparado as cirurgias que utilizaram guias de corte personalizados com uso da tecnologia de impressão 3D. Este mesmo autor alega que, recentes estudos que mostram a avaliação do custo benefício do uso dos guias de corte personalizados sugerem que a tecnologia de impressão 3D não oferece vantagens para cobrir o custo associado ao uso destes guias de

cutte personalizados. Além disto, Tack cita que alguns estudos mostram um aumento de tempo na preparação e discussão do planejamento cirúrgico com o uso da tecnologia 3D. O uso de guias de corte personalizados em ATJ requer um período longo de tempo programando a cirurgia que é bem maior do que a redução do tempo no procedimento cirúrgico da ATJ. Estes estudos sugerem que o planejamento cirúrgico é mais acurado quando realizado por ortopedista comparado a outros profissionais (TACK *et al.*, 2016).

### 3.3 Manufatura de Implantes, Próteses e Órteses

Uma grande vantagem do uso da tecnologia de manufatura aditiva é a capacidade de confecção de implantes personalizados – PSI (MOBBS *et al.*, 2018) sendo um recurso cada vez mais empregado em cirurgias ortopédicas (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)(TACK *et al.*, 2016)(CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016)(SALLENT *et al.*, 2017)(VAN EIJNATTEN *et al.*, 2018)(KAYE *et al.*, 2016)(ROSSEELS *et al.*, 2018). O uso de PSI é um método efetivo com grande acurácia de reprodução do planejamento pré-operatório (SALLENT *et al.*, 2017) (MALIK *et al.*, 2015)(CAITI; STRIJKERS; STREEKSTRA, 2017). Além da acurácia, estes materiais impressos devem possuir outras duas características importantes: devem possuir resistência mecânica e serem esterelizáveis (RANKIN *et al.*, 2018).

A possibilidade de se imprimir implantes personalizados como citado por Ma *et al.* onde foi utilizada uma bandeja de malha de titânio impressa em 3D no tratamento de uma fratura mandibular cominutiva complexa pode fornecer resultado estético e funcional mais previsível. Neste estudo, Ma *et al.* descreveu um caso aonde foi realizado cirurgia virtual para simular o processo de redução dos fragmentos deslocados no pré-operatório. A equipe realizou um estudo sobre a morfologia dos locais fraturados a serem reduzidos. A bandeja de malha fabricada pela tecnologia de impressão 3D com base no modelo anatômico orientou a manipulação intraoperatória. Todos esses fatores levaram à redução do tempo de cirurgia e a melhores resultados (MA *et al.*, 2017).

Com relação ao uso de implantes customizados utilizados em cirurgia da coluna, Wilcox *et al.* descreveram em sua revisão sistemática, que os casos realizados até o momento estão limitados a anatomicamente a patologias raras

e desafiadoras em que uma solução individualizada para restaurar a anatomia específica do paciente é um fator-chave de prognóstico. Além disto, a maioria das próteses personalizadas foram feitas de liga de titânio (TiV6Al4) devido à sua biocompatibilidade e capacidade de melhorar a consolidação óssea por otimização da porosidade para combinar com a estrutura óssea trabecular (WILCOX *et al.*, 2017).

Em um estudo retrospectivo de uma série de casos, Li *et al.* descrevem o uso de componentes acetabulares impressos com tecnologia de impressão 3D em cirurgias de revisão de ATQ com perda óssea grave. Concluiu que a utilização de componentes acetabulares personalizadas usando tecnologia de prototipagem rápida e impressão 3D parecem fornecer fixação estável e bons resultados funcionais a curto prazo nesta série. À medida que novas melhorias no projeto e no processo de fabricação são feitas, estudos futuros devem avaliar grupos maiores de pacientes por mais tempo e, idealmente, comparar essa abordagem com outras abordagens alternativas para tratamento desse tipo de defeitos ósseos complexos em revisões de ATQ (LI, HUIWU *et al.*, 2016).

Wong *et al.* relatou um caso clínico de uma ressecção parcial do acetábulo em um paciente com condrossarcoma pélvico e realizado uma reconstrução com implante pélvico personalizado. A ressecção óssea foi virtualmente planejada e projetado um implante com uso de programa CAD para preenchimento do defeito ósseo. O implante foi avaliado biomecanicamente e confeccionado com tecnologia de impressão 3D em titânio (Ti6Al4V) com a técnica SLM. Foi impresso um guia de corte (PSI) usado para reproduzir a ressecção planejada (osteotomia na VSP) para se adequar ao implante personalizado. A precisão da ressecção com margem livre foi validada comparando a ressecção obtida e a posição do implante com o planejado. Não houve recorrência da lesão ou soltura do material implantado em um seguimento de 11 meses pós-operatório (WONG, K. C. *et al.*, 2015).

Liang *et al.* descreveu uma técnica de reconstrução para tratamento de tumores na pelve utilizando endopróteses pélvicas modulares impressas com tecnologia de impressão 3D em titânio alloy pela técnica de EBM. Com base em seu relato de uma série de 35 pacientes, concluíram que o uso de próteses pélvicas impressas com a tecnologia 3D para tratamento de reconstrução de

defeitos após excisão de tumores pélvicos é possível e seguro com bons resultados funcionais em um seguimento de 30 meses (LIANG *et al.*, 2017).

Com o desenvolvimento da tecnologia da manufatura aditiva foi possível a confecção de estruturas para substituição de falhas ósseas complexas e até mesmo ossos inteiros. Tetsworth *et al.* descreveram uma técnica de reconstrução de defeito ósseo com uso de implante impresso com a tecnologia 3D, para tratamento de defeito segmentar maciço de ossos longos. Foi realizado planejamento virtual (VSP) e confecção de estrutura metálica personalizada (PSI) tipo treliça de titânio. Com o uso da tecnologia de manufatura aditiva foi produzido a treliça de titânio de acordo com a geometria óssea original, baseado por espelhamento do membro contralateral. O design da treliça foi definido de acordo com o material de osteossíntese utilizado para fixar o conjunto osso-implante. Imanishi *et Choong*, descreveram um caso clínico do uso de prótese de calcâneo impressa com a tecnologia 3D após calcaneotomia total. O paciente era portador de condrossarcoma de calcâneo que foi ressecado completamente e substituído por prótese de calcâneo. Foi realizado o planejamento cirúrgico virtual utilizando a técnica de espelhamento do lado contralateral, e impresso uma prótese do calcâneo com a tecnologia de EBM em titânio. A superfície articular foi submetida a tratamento com polimento. Foi realizado a reinserção tendinosa e ligamentar na prótese para estabilização. Com seguimento de 5 meses paciente não apresentou complicações cirúrgicas ou dor com boa função. Este foi o primeiro caso de prótese de calcâneo criada com a tecnologia de manufatura aditiva (IMANISHI; CHOONG, 2015). Xie *et al.* descreveram uma cirurgia reconstrutiva para tratamento de doença de Kienböck no estágio IIIC, utilizando uma prótese metálica de osso semilunar impresso em 3D. A forma e tamanho da prótese foi determinada pelo espelhamento do lado contralateral baseado em imagens de TC. Neste trabalho o autor não cita qual a tecnologia de impressão da prótese, nem o material utilizado na impressão (XIE, MEI-MING; TANG; YUAN, 2017). Choy *et al.* descreveram um caso clínico de tratamento de tumor ósseo primário no corpo da vertebral de T9 submetido a reconstrução após vertebrectomia com tecnologia impressão 3D em titânio do corpo de T9, com restauração da anatomia local, com bom resultado em um segmento de 6 meses (CHOY *et al.*, 2017).



Em uma revisão sistemática da literatura sobre o uso da técnica de impressão 3D na área médica, Tack *et al.* relatam que os materiais mais comumente utilizados na confecção de implantes personalizados são: titânio (Ti), PEEK, hidroxiapatita (HA), PMMA (TACK *et al.*, 2016). Pesquisas vem sendo realizadas na fabricação de malhas personalizadas utilizando materiais biodegradáveis como a HA e o PLA (MA *et al.*, 2017).

Qiao *et al.* descreveu o uso da tecnologia de manufatura aditiva na impressão de um fixador externo customizado para auxílio de redução de fratura, relatando vantagens como fácil manipulação, redução acurada, minimamente invasivo e não dependente de experiência (QIAO *et al.*, 2015).

Outras possibilidades de utilização da tecnologia de manufatura aditiva são por exemplo a impressão de instrumentais cirúrgicos como pinça de redução de fraturas na mão como descrito por Fuller *et al.* (FULLER *et al.*, 2014) e a confecção de próteses de mão impressas com a tecnologia 3D para tratamento de crianças que sofreram amputações da mão por causa traumática ou devido a doença congênita, como descrito por Burn *et al.* (BURN; TA; GOGOLA, 2016).

### **3.4 Impressão de Tecidos**

Com o progressivo avanço tecnológico, criou-se uma nova fronteira no campo de pesquisa na área da saúde com o estabelecimento do “Estado da Arte” na ciência médica com a estruturação de 2 novas áreas de conhecimento: a medicina regenerativa e a engenharia de tecidos. A medicina regenerativa (MR) combina os princípios da engenharia e da biologia para a produção de estruturas que podem restaurar ou reforçar as funções dos órgãos e tecidos humanos (AREALIS; NIKOLAOU, 2015). A engenharia de tecidos (ET) é um campo transdisciplinar que visa combinar o conhecimento sobre as células/tecidos, biomateriais e fatores bioquímicos para criar estruturas biológicas para substituir e/ou regenerar tecidos (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017).

Bioimpressão é uma tecnologia de prototipagem rápida para impressão de células e matrizes celulares biologicamente ativas. O desenvolvimento de sistemas de meios de cultura e crescimento celular permitiu a impressão direta de materiais biológicos em “scaffolds” (estruturas tridimensionais que servem de arcabouço que podem ser usados para transplante com ou sem células). Os

scaffolds são fundamentais para fornecer estrutura para infiltração e proliferação celular, espaço para geração e remodelação de matriz extracelular fornecendo sinais bioquímicos para direcionar o comportamento celular e conexões físicas para tecido lesionado. De acordo com Chia *et al.* ao imprimir scaffolds, é necessário a avaliação da arquitetura no nível macro, micro e nano para fornecer as condições estruturais, de transporte de nutrientes e de interação célula-matriz. A macroarquitetura é a forma geral da estrutura que pode ser complexa (por exemplo, especificidade do paciente e órgão, características anatômicas). A microarquitetura reflete a arquitetura do tecido (por exemplo, tamanho do poro, forma, porosidade, distribuição espacial e interconexão de poros). A nanoarquitetura é a modificação da superfície (por exemplo, fixação de biomoléculas para adesão, proliferação e diferenciação celular) (CHIA; WU, 2015).

É possível imprimir scaffolds, tecidos ou até mesmo órgãos biologicamente ativos por meio de várias metodologias incluindo construções biodegradáveis associadas a semeadura de células, bioimpressão a jato de tinta, bioimpressão por microextrusão ou bioimpressão assistida por laser (RANKIN *et al.*, 2018).

A engenharia do tecido ósseo (ETO) é o campo da MR que desenvolve as opções de tratamento alternativo para o tratamento de defeitos ósseos. De acordo com Arealis *et al.* a ETO conta com quatro componentes principais para criar enxertos ósseos *in vitro* (AREALIS; NIKOLAOU, 2015):

2. Impressão de um scaffold no qual todos os outros componentes serão carregados. Idealmente, ele deve imitar a estrutura óssea, reabsorver a uma taxa que permita que o osso nativo preencha o defeito e, ao mesmo tempo, proteja e forneça nutrientes aos componentes celulares do enxerto (osteocondução).
3. O segundo componente são as células. Podem ser osteoblastos ou células progenitoras pluripotentes que se diferenciam de osteoblastos produtores de osso com função osteogênica.
4. Para que as células proliferem e se diferenciem em osteoblastos, são necessários sinais morfogênicos ou osteoindutivos. Proteínas morfogenéticas ósseas (BMP) e moléculas indutoras similares são o terceiro componente necessário.

4. Para que o enxerto se desenvolva e seja incorporado *in vivo*, o quarto componente é uma vascularização suficiente para atender às crescentes necessidades metabólicas teciduais.

Portanto, uma possibilidade de utilização de scaffolds é seu uso para tratamento de defeitos ósseos (pós-traumáticos, congênitos ou pós-artroplastias), com função osteocondutora. Atualmente, a hidroxiapatita e o fosfato de cálcio são os principais biomateriais para a fabricação de estrutura porosa, pois são altamente biocompatíveis e biodegradáveis. No entanto, a baixa resistência mecânica é um grande desafio, e a maioria dos scaffolds são utilizados apenas em regiões sem carga (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017).

A bioimpressão está próxima de se tornar uma realidade factível, estando ainda em fase de desenvolvimento e inovação. Desafios a serem superados na impressão 3D de tecidos vivos são: aumentar a sobrevivência dos tecidos principalmente devido a nutrição das células mantendo viável o tecido até ser transplantado para o local definitivo, além do desenvolvimento de novas técnicas e materiais para impressão óssea em 3D que tenham resistência mecânica para suportar a carga fisiológica do corpo humano.

O futuro de todos esses esforços está na impressão de estruturas biológicas personalizadas ou órgãos biocompatíveis que serão transplantados com menor risco de infecção e/ou rejeição (RANKIN *et al.*, 2018).