

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

CELSO JÚNIO AGUIAR MENDONÇA

**DESENVOLVIMENTO DE IMPLANTE ORTOPÉDICO PARA O TRATAMENTO DA
FRATURA DE HOFFA UTILIZANDO TECNOLOGIA CAD/CAE/CAM: PROPOSTA
DE UM NOVO MÉTODO DE FIXAÇÃO**

CURITIBA

2024

CELSO JÚNIO AGUIAR MENDONÇA

**DESENVOLVIMENTO DE IMPLANTE ORTOPÉDICO PARA O TRATAMENTO DA
FRATURA DE HOFFA UTILIZANDO TECNOLOGIA CAD/CAE/CAM: PROPOSTA
DE UM NOVO MÉTODO DE FIXAÇÃO**

**DEVELOPMENT OF ORTHOPEDIC IMPLANT FOR THE TREATMENT OF HOFFA
FRACTURE USING CAD/CAE/CAM TECHNOLOGY: PROPOSAL OF A NEW
FIXATION METHOD**

Tese de Doutorado apresentada como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências com área de concentração de Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof Dr. Bertoldo Schneider Júnior

Coorientadores: Prof Dr. Jamil Faissal Soni.

CURITIBA

2024



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba**



CELSO JUNIO AGUIAR MENDONCA

**DESENVOLVIMENTO DE IMPLANTE ORTOPÉDICO PARA O TRATAMENTO DA FRATURA DE HOFFA
UTILIZANDO TECNOLOGIA CAD/CAE/CAM: PROPOSTA DE UM NOVO MÉTODO DE FIXAÇÃO**

Trabalho de pesquisa de doutorado apresentado como requisito para obtenção do título de Doutor Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 26 de Julho de 2024

Dr. Bertoldo Schneider Junior, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Elton Dias Junior, Doutorado - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Paraná (Ifpr)

Dr. Jose Sergio Franco, Doutorado - Universidade Federal do Rio de Janeiro (Ufrj)

Dr. Marco Antonio Percope De Andrade, Doutorado - Universidade Federal de São Paulo (Unifesp)

Dr. Marcos Santos Hara, Doutorado - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Paraná (Ifpr)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 27/07/2024.

Dedico este estudo ao meu Pai, Antônio Celso (*in memoriam*)
e minha Mãe, Norma, por todo esforço, dedicação e exemplos que contribuíram de
forma marcante para que eu me tornasse
o homem que sou.

AGRADECIMENTOS

Aos orientadores, Prof Dr. Bertoldo Schneider Jr. (UTFPR), Prof Dr. Jamil Faissal Soni (UFPR), Prof Dr. Ivan Moura Belo (UFSC), pela disponibilidade, presença e ensinamentos despendidos na tarefa de orientação desta tese, o meu mais profundo agradecimento.

Aos membros da banca, Prof Dr. José Sérgio Franco, Prof Dr. Marco Antonio Percope de Andrade, Prof Dr. Marcos Santos Hara, Prof Dr. Elton Dias Jr., meu agradecimento pela disponibilidade em participar da defesa desta tese e pela contribuição com suas experiências para aprimorá-la.

Ao professor Lucas Freitas Berti (UTFPR) pela colaboração e parceria na realização do ensaio mecânico deste projeto.

Aos professores da UTFPR, João Antonio Palma Setti, Sidney Carlos Gasoto, Frieda Saicla Barros, Luciano Zart Olanyk, Ana Paula Carvalho da Silva Ferreira, Wilson José da Silva e Fábio Schneider por todo apoio e incentivo nesta caminhada para conclusão deste projeto.

Aos colegas de pós-graduação da UTFPR, Wally auf der Strasse, Carlos Henrique Ramos, Ricardo Munhoz da Rocha Guimarães, Carlos Eduardo Pontim, Alessandra Kalinowski, Carlos Almeida e Gustavo Xavier por toda a parceria, integração, aprendizados e convívio nestes anos de estudo.

Aos alunos colaboradores da UTFPR, Igor Emanuel Espindola Loureiro, Thiago Siqueira Ramin, Gabriel Olesczuk, Matheus Fernandes Antunes, por toda colaboração e contribuição na realização da simulação numérica pelo Método de Elementos Finitos.

Aos designers Rodrigo Delay e Eduardo Kalinowski pelo aprimoramento e detalhamento dos projetos CAD.

Aos pesquisadores do Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Acher, Jorge Vicente Lopes da Silva (*in memorian*), Marcelo Oliveira, Laureana Stelmastchuk Benassi Fontolan e Pedro Yoshito Noritomi pela parceria e colaboração indispensável na realização da manufatura aditiva dos implantes desenvolvidos.

Aos pesquisadores da Instituto de Estudos Avançados (IEAv) da Força Aérea Brasileira (FAB), Jonas Jakutis Neto e Rafael Humberto Mota da Siqueira, pela parceria e colaboração no processo de polimento a *laser* dos implantes desenvolvidos.

A Usilab na pessoa de Evânio Berto pela parceria e realização da usinagem dos parafusos na sua empresa.

A equipe da empresa Orthofort, Luiz Torres, Andre, Angelo e Samuel pelo apoio na realização da simulação da cirurgia nos modelos ósseos.

Ao Prof. de Estatística Bruno Siegel Guerra pelo auxílio na realização da análise estatística deste estudo.

A minha esposa Jamile Reimann Mendonça, por todo apoio, incentivo e companheirismo nesta longa e árdua tarefa da realização deste projeto.

À Divindade

*“Quando uma criatura humana desperta para um grande sonho e sobre ele lança
toda a força de sua alma, todo o universo conspira a seu favor.”*

Johann Wolfgang Goethe

*“Comece fazendo o necessário, depois o possível e de repente estará fazendo o
impossível.”*

São Francisco de Assis

RESUMO

Introdução: A fratura coronal do côndilo femoral (fratura de Hoffa) possui localização intra-articular, envolvendo uma anatomia complexa, pouca irrigação sanguínea, traço coronal da fratura com instabilidade inerente que fazem com que esta fratura apresente uma grande dificuldade para alcançar a consolidação óssea com bons resultados funcionais. Técnicas cirúrgicas atuais preconizam estabilização de grande parte destas fraturas com emprego de placa e parafuso. **Objetivo:** o objetivo deste estudo foi projetar, implementar por meio de manufatura aditiva (MA) em liga de titânio (Ti_6Al_4V), simular e analisar por meio do Método de Elementos Finitos (MEF), testar, validar por meio de ensaio mecânico estático de compressão e descrever todo o processo de desenvolvimento tecnológico de um modelo de implante ortopédico (placa em formato de H) específico para o tratamento da fratura de Hoffa. **Materiais e Métodos:** Um caso clínico de um paciente submetido ao tratamento cirúrgico de pseudoartrose de fratura de Hoffa lateral inspirou o estudo. A partir do exame de Tomografia Computadorizada (TC) em formato DICOM foi realizado a criação e modelagem do modelo ósseo 3D com utilização dos *softwares Invesalio, Meshmixer e Blender*. A modelagem dos implantes ortopédicos foi realizada com o *software SolidWorks*. A partir de então foi realizado o planejamento cirúrgico virtual com a redução anatômica da fratura com a escolha e posicionamento dos implantes. O *software Ansys* foi utilizado para realizar a simulação numérica pelo MEF dos tipos de fixação da fratura. Foram discretizados os domínios, determinadas as propriedades mecânicas e tribológicas, definidas as condições de contorno e realizada aplicação da força de acordo com os dados da literatura. Foram definidos seis domínios (chamados de sistema) de acordo com os tipos e combinações de implantes utilizados na fixação da fratura de Hoffa. Para a realização da análise da estabilidade mecânica dos sistemas foram definidos quatro pontos na superfície da fratura do modelo ósseo virtual para medição do deslocamento relativo e medição da tensão máxima de von Mises dos implantes. A avaliação dos resultados da simulação pelo MEF foi realizada com análise visual do gradiente de cor do deslocamento ósseo e da tensão dos implantes. Foi realizada a análise quantitativa das medidas do deslocamento ósseo do fragmento distal, do deslocamento relativo dos pontos e da tensão máxima de von Mises dos implantes. Foi realizada a MA dos modelos ósseos em poliamida com tecnologia *Select Laser Sintering* (SLS). A MA das placas utilizando Ti_6Al_4V foi realizada por meio da tecnologia *Electron Beam Melting* (EBM). Foi verificado que esta tecnologia não foi acurada na MA dos parafusos. Estes foram então confeccionados com manufatura subtrativa (MS) com uso de barras de Ti_6Al_4V grau 23. As placas impressas em 3D foram submetidas a pós-processamento de superfície com varredura a *laser* e fresagem dos filetes das roscas. Os modelos ósseos foram submetidos a fixação com os implantes manufaturados e a seguir os sistemas osso-implante foram submetidos a ensaio mecânico estático (EM) de compressão em uma máquina de ensaio universal. **Resultados:** A análise pelo MEF mostrou que os sistemas que foram fixados com a placa em H apresentaram o menor deslocamento relativo do fragmento ósseo distal quando submetidos a carga de 1.357,70N. Os resultados do ensaio mecânico dos corpos de prova mostraram uma maior rigidez das osteossínteses com o sistema submetido a fixação com parafusos interfragmentares incluindo a placa em H. **Conclusão:** A placa em H apresenta a maior rigidez da osteossíntese com o menor deslocamento relativo do fragmento ósseo distal comparados aos métodos tradicionais de osteossíntese deste tipo de fratura durante simulação do MEF e apresenta maior rigidez comparado a três métodos de fixação e rigidez similar a dois métodos tradicionais de fixação durante o Ensaio Mecânico.

Palavras-chave: Fratura de Hoffa. Impressão 3D. Manufatura Aditiva. Método de Elementos Finitos. Biomecânica. Placa e parafusos. Cirurgia Ortopédica.

ABSTRACT

Introduction: The coronal fracture of the femoral condyle (Hoffa's fracture) has an intra-articular location, involving a complex anatomy, little blood supply, coronal fracture line with inherent instability that make this fracture present great difficulty in achieving bone consolidation with good functional results. Current surgical techniques recommend stabilization of most of these fractures using a plate and screw. **Objective:** the objective of this study was to design, implement through Additive Manufacturing (AM) in titanium alloy ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$), simulate and analyze using the Finite Element Method (MEF), test, validate through static mechanical testing of compression and describe the entire technological development process of an orthopedic implant model (H-shaped plate) specific for the treatment of Hoffa fractures. **Materials and Methods:** A clinical case of a patient undergoing surgical treatment for nonunion of a lateral Hoffa fracture inspired the study. From the Computed Tomography (CT) scan in DICOM format, the creation and modeling of the 3D bone model was carried out using Invesalious, Meshmixer and Blender software. The modeling of orthopedic implants was carried out using SolidWorks software. From then on, virtual surgical planning was carried out with anatomical reduction of the fracture with the choice and implant positions. The Ansys software was used to perform numerical simulation by FEM of the types of fracture fixation. The domains were discretized, the mechanical and tribological properties were determined, the boundary conditions were defined, and force was applied in accordance with literature data. Six domains (called system) were defined according to the types and combinations of implants used in Hoffa fracture fixation. To analyze the mechanical stability of the systems, four points were defined on the fracture surface of the virtual bone model to measure the relative displacement and measure the maximum von Mises stress of the implants. The evaluation of the simulation results by FEM was carried out with visual analysis of the color gradient of bone displacement and implant tension. A quantitative analysis of measurements of the bone displacement of the distal fragment, the relative displacement of the points and the maximum von Mises tension of the implants was carried out. AM of polyamide bone models was performed with Select Laser Sintering (SLS) technology. The AM of the plates using $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ was carried out using Electron Beam Melting (EBM) technology. It was found that this technology was not accurate in the AM of the screws. These were then manufactured with subtractive manufacturing (MS) using grade 23 $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ bars. The 3D printed plates underwent surface post-processing with laser scanning and thread milling. The bone models were subjected to fixation with the manufactured implants and then the bone-implant systems were subjected to static mechanical compression testing (MT) in a universal testing machine. **Results:** The FEM analysis showed that the systems that were fixed with the H-plate presented the smallest relative displacement of the distal bone fragment when subjected to a load of 1,357.70 N. The results of the mechanical test of the specimens showed greater rigidity of the osteosyntheses with the system subjected to fixation with interfragmentary screws including the H-plate. **Conclusion:** The H-plate presents the greatest osteosynthesis stiffness with the smallest relative displacement of the distal bone fragment compared to traditional osteosynthesis methods for this type of fracture during FEM simulation and presents greater stiffness compared to three fixation methods and stiffness similar to two traditional fixation methods during the Mechanical Test.

Keywords: Hoffa fracture. 3D printing. Additive Manufacturing. Finite Element Method. Biomechanics. Plate and Screws. Orthopedic Surgery.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplo de condições de contorno para um modelo de elementos finitos.....	33
Figura 2 - Imagem esquemática da técnica de impressão FDM.....	56
Figura 3 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLA.....	57
Figura 4 - Imagem esquemática da técnica de impressão DLP.....	58
Figura 5 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLS.....	60
Figura 6 - Imagem esquemática da técnica de impressão DMLS.....	61
Figura 7 - Imagem esquemática da técnica de impressão EBM.....	62
Figura 8 - <i>Workflow</i> do processo de desenvolvimento de implantes ortopédicos com tecnologia CAD/CAE/CAM.....	64
Figura 9 - TC com cortes nos eixos sagital, axial e coronal da região do joelho do participante.....	65
Figura 10 – Reconstrução tridimensional da extremidade distal do fêmur e da tíbia proximal realizada na workstation do aparelho de TC.....	65
Figura 11 - Tela do programa <i>Invesalious</i> v3.1.1 mostrando a segmentação óssea.....	66
Figura 12 - Tela do programa <i>Meshmixer</i> v3.5.....	67
Figura 13 - Modelo ósseo virtual antes da renderização com o programa <i>Meshmixer</i> v3.5.....	67
Figura 14 - Modelo anatômico da extremidade dista do fêmur após a subtração da tíbia, fíbula e patela.....	68
Figura 15 – Extremidade distal do fêmur após a subtração do fragmento do côndilo femoral lateral.....	68
Figura 16 - Fragmento do côndilo femoral lateral das faces laterais, posterior e medial.....	68
Figura 17 – Projeto da Placa linear e da placa em H modeladas para adaptação à superfície óssea.....	69
Figura 18 – Projeto do parafuso bloqueado 3,5 mm, parafusos convencionais 3,5 mm e parafuso 6,5mm rosca parcial realizado com o <i>software SolidWorks</i> v19.0.....	70
Figura 19 – Redução / Posicionamento dos fragmentos da pseudoartrose.....	71

Figura 20 - Cirurgia virtual após realizada a redução do fragmento do côndilo femoral lateral.....	71
Figura 21 - VSP utilizando placa linear e placa H com parafusos bloqueados realizado com o <i>software SolidWorks v19.0</i>	72
Figura 22 - Sistemas 1 a 6 em visão AP e Perfil com transparência do osso realizado com o <i>software SolidWorks v19.0</i>	73
Figura 23 - Imagem do elemento tetraédrico.....	75
Figura 24 – Vetor de força aplicado ao fragmento distal simulando 10° de flexão do joelho.....	79
Figura 25 – Exemplo de local de deslocamento máximo (mm) no sistema osso-implante.....	80
Figura 26 – Exemplo de local de concentração de tensão máxima de von Mises (MPa) no sistema osso-implante.....	80
Figura 27 – Pontos para análise de deslocamento do fragmento da fratura.....	82
Figura 28 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 1.....	103
Figura 29 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 2.....	103
Figura 30 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 3.....	104
Figura 31 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 4.....	104
Figura 32 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 5.....	105
Figura 33 – Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 6.....	105
Figura 34 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 1.....	106
Figura 35 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 2.....	106
Figura 36 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 3.....	107
Figura 37 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 4.....	107
Figura 38 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 5.....	108
Figura 39 – Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 6.....	108
Figura 40 – Imagem do deslocamento máximo (mm) no sistema 6 com um carregamento de 137,34 N.....	109
Figura 41 - Classificação de Letenneur.....	166
Figura 42 - Classificação de Fraturas AO-OTA.....	167
Figura 43 – Anatomia da extremidade distal do fêmur.....	169
Figura 44 –Eixo mecânico do membro inferior.....	170
Figura 45 - Movimentos realizados para mensuração da carga no joelho.....	171
Figura 46 - Ilustração do <i>strain Intrefragmantary</i> descrito por Perren.....	173

LISTA DE FOTOGRAFIAS

Fotografia 1 – Modelo anatômico obtido com MA com a tecnologia SLS.....	85
Fotografia 2 – Interior do modelo ósseo mostrando alto grau de definição de detalhes da medular óssea.....	85
Fotografia 3 – Equipamento de MA com tecnologia SLS localizado no Centro da Tecnologia da Informação (CTI) Renato Acher em Campinas – SP.....	86
Fotografia 4 – Modelos dos implantes impressos com a tecnologia FDM em escala de 300%.....	86
Fotografia 5 – Modelos dos implantes impressos com a tecnologia FDM e DLP em escala de 300%.....	87
Fotografia 6 – Equipamento de MA com tecnologia EBM localizado no Centro da Tecnologia da Informação (CTI) Renato Acher em Campinas – SP.....	87
Fotografia 7 – Visão do interior do equipamento de MA com tecnologia EBM mostrado a bandeja de impressão com os implantes.....	88
Fotografia 8 – Implantes manufaturados com a tecnologia EBM.....	88
Fotografia 9 – Parafusos manufaturados com a tecnologia EBM.....	89
Fotografia 10 – Placa em H e da placa linear manufaturadas com a tecnologia EBM.....	89
Fotografia 11 – Visão interna do equipamento de câmara de vácuo no momento de varredura do feixe de <i>laser</i> localizado no laboratório da Divisão de Fotônica do Instituto de Estudos Avançados (IEAv) da Força Aérea Brasileira em São José dos Campos - SP.....	90
Fotografia 12 – Macho para abertura dos filetes da rosca da placa.....	91
Fotografia 13 – Placa H e placa linear após pós-processamento.....	91
Fotografia 14 – Parafusos usinados em Ti ₆ Al ₄ V grau 23 Eli.....	93
Fotografia 15 – Torno CNC Universal Yamazaki Mazak usinando parafuso.....	93
Fotografia 16 – Sistemas de fixação da fratura de Hoffa utilizando implantes impressos com tecnologia EBM na simulação cirúrgica do modelo anatômico impresso em poliamida com tecnologia SLS.....	95
Fotografia 17 – Corpo de prova preparado com cilindro metálico e resina de poliéster posicionado e fixado ao equipamento de ensaio mecânico.....	96

Fotografia 18 - Corpo de prova com as marcações fiduciárias para análise visual do deslocamento e deformação do modelo ósseo 3D.....	97
Fotografia 19 - Corpo de prova fixado ao equipamento de ensaio mecânico com posicionamento simulando o apoio do membro inferior durante descida de escada.....	97
Fotografia 20 - Placa Linear e Placa H após o pós-processamento.....	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros relevantes na aquisição de imagens de TC.....	26
Tabela 2 - Parâmetros de aquisição das imagens de TC utilizadas no tratamento do caso clínico.....	65
Tabela 3 - Número total de elementos e nós de cada domínio (sistema osso-implante)	73
Tabela 4 – Propriedades mecânicas dos ossos longos.....	76
Tabela 5 – Coeficiente de atrito estático relacionado a implantes ortopédicos...	76
Tabela 6 – Propriedades mecânicas dos materiais relacionados a implantes ortopédicos.....	77
Tabela 7 - Estatística descritiva das medidas da deformação (mm) nos sistemas em 4 momentos (Força / N) durante o ensaio mecânico estático de compressão.....	99
Tabela 8 - Estatística descritiva dos testes para validar modelo GLMM.....	100
Tabela 9 - GLMM – Distribuição Gamma – Função Log Link.....	100
Tabela 10 - Teste de post-hoc Tukey para avaliação das deformações em relação as forças aplicadas.....	101
Tabela 11 – Teste post-hoc Tukey para avaliação das deformações em relação os sistemas.....	101
Tabela 12 – Teste de Bland-Altman (EM vs MEF)	102
Tabela 13 – Coeficiente de Concordância entre Classes (CCC).....	102
Tabela 14 – Deslocamentos (mm) e <i>Strain</i> interfragmentário (%) em cada sistema.....	110
Tabela 15 - <i>Strain</i> interfragmentário (%) máximo e mínimo em cada sistema....	111
Tabela 16 - Tensão mínima e máxima de von Mises (MPa) ao se aplicar a carga de 1357,70 N em cada sistema.....	112
Tabela 17 - Deslocamento máximo e mínimo e <i>Strain</i> interfragmentário máximo e mínimo no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N.....	113
Tabela 18 - <i>Strain</i> interfragmentário máximo e mínimo nos pontos da linha da fratura no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N.....	113

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Curva de convergência da malha: tamanho do elemento do domínio (mm) em função do deslocamento do elemento (mm).....	75
Gráfico 2 - Deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema.....	83
Gráfico 3 - Análise de densidade das medidas da deformação (mm) dos sistemas.....	100
Gráfico 4 – Avaliação da deformação (mm) função da força aplicada (N) aos 6 sistemas mostrando a média dos resultados do deslocamento.....	101
Gráfico 5 – Teste de Bland-Altman para análise de viés dos resultados do EM vs. MEF.....	102
Gráfico 6 – Teste estatístico ANOVA para determinação de tamanho amostral total para poder estatístico máximo.....	103
Gráfico 7 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema.....	109
Gráfico 8 – Deslocamento (mm) em função dos pontos por sistema.....	111
Gráfico 9 – Deslocamento relativo (%) em função dos pontos por sistema.....	111
Gráfico 10 – Tensão máxima de von Mises (MPa) em função da força (N) aplicada em cada sistema.....	113
Gráfico 11 – Deslocamento no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N e de 1.357,70 N.....	114
Gráfico 12 – <i>Strain</i> interfragmentário no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N e 1.357,70 N.....	114
Gráfico 13 – Deslocamento nos pontos do sistema 5 comparando uso de parafusos manufaturados com Ti ₆ Al ₄ V Arcam® (MA) com parafusos manufaturados por usinagem com Ti ₆ Al ₄ V Grau 23 (MS) quando aplicada a força de 1.357,70 N.....	115
Gráfico 14 - <i>Strain</i> interfragmentário no sistema 5 comparando uso de parafusos manufaturados com Ti ₆ Al ₄ V Arcam® (MA) com parafusos manufaturados por usinagem com Ti ₆ Al ₄ V Grau 23 (MS) quando aplicada a força de 1.357,70 N.....	115
Gráfico 15 - Valor médio da deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema durante ensaio mecânico.....	117

Gráfico 16 - Deslocamento em Z do fragmento distal (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema.....117

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Equação do <i>strain</i> interfragmentário.....	81
Equação 2 – Equação da Lei de Hooke.....	83

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
ADM	Amplitude de movimento
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AI	<i>Artificial Intelligence</i> (Inteligência Artificial)
AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i> (Associação para o estudo da Osteossíntese)
AP	Anteroposterior
ASI316L	Aço Inox
ATJ	Artroplastia Total do Joelho
ATQ	Artroplastia Total do Quadril
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Projeto Assistido por Computador)
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i> (Engenharia Assistido por Computador)
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i> (Manufatura Assistida por Computador)
CDLP	<i>Continuous Digital Light Processing</i> (Processamento de Luz Digital Contínua)
CLIP	<i>Continuous Liquid Interface Production</i> (Produção de Interface Líquida Contínua)
CNC	<i>Computer Numeric Control</i> (Controle Numérico Computadorizado)
CNTP	Condições Normais de Temperatura e Pressão
CrCo	Cromo-Cobalto
CTI	Centro de Tecnologia da Informação
DICOM	<i>Data Imaging and Communication in Medicine</i> (Dados de Imagem e Comunicação em Medicina)
DLP	<i>Digital Light Processing</i> (Processamento de Luz Digital)
DMLS	<i>Direct Metal Laser Sintering</i> (Sinterização direta a laser de metal)
EBM	<i>Electron-Beam Melting</i> (Fusão por Feixes de Elétrons)
EM	Ensaio Mecânico
EUA	Estados Unidos da América
FAB	Força Aérea Brasileira
FDM	<i>Fused Deposition Modelling</i> (Modelagem por Deposição Fundida)
FOV	<i>Field of View</i> (Campo de Visão)
GPa	Giga Pascal
HA	Hidroxiapatita
HU	Unidade de Hounsfield
IEAv	Instituto de Estudos Avançados
IoT	<i>Internet of Things</i> (Internet das coisas)
kV	Kilovolts
mA	miliampere
MA	Manufatura Aditiva
MEF	Método de Elementos Finitos
MPa	Mega Pascal
MS	Manufatura Subtrativa
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i> (Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens)
PBFM	<i>Powder Bed Fusion Methods</i> (Métodos de Fusão em leito de pó)
PC	Peso Corporal
PEEK	Polieter-etercetona

PLA	Ácido Polilático
PMMA	Polimetilmetacrilato
PR	Prototipagem Rápida
PSI	<i>Patient-Specific Instrument</i> (Instrumento Específico do Paciente)
RM	Ressonância Magnética
ROI	<i>Region of Interest</i> (Região de Interesse)
RX	Radiografia
SLA	<i>Stereolitography</i> (Estereolitografia)
SLM	<i>Selective Laser Melting</i> (Fusão por Laser)
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i> (Sinterização Seletiva a Laser)
STL	<i>Surface Tessellation Language / Standard Tessellation Language</i>
TC	Tomografia Computadorizada
Ti ₆ Al ₄ V	Liga de Titânio-Alumínio-Vanádio
US	Ultrassonografia
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VSP	<i>Virtual Surgical Planning</i> (Planejamento Cirúrgico Virtual)
Ta	Tântalo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	Motivação.....	17
1.2	Justificativa.....	18
1.3	Objetivos.....	22
1.4	Contribuições.....	22
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1	Tecnologia CAD.....	25
2.2	Tecnologia CAE.....	30
2.3	Tecnologia CAM.....	53
2.3.1	Modelagem por Deposição Fundida.....	55
2.3.2	Manufatura Aditiva baseada em Litografia.....	56
2.3.3	Métodos de fusão em leito de pó.....	59
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	63
3.1	Caso Clínico.....	63
3.2	Imagens Médicas.....	63
3.2.1	Aquisição das Imagens.....	64
3.2.2	Processamento das Imagens.....	66
3.3	Tecnologia CAD.....	66
3.3.1	Modelagem dos objetos 3D.....	66
3.3.2	Planejamento Cirúrgico Virtual.....	70
3.4	Tecnologia CAE.....	72
3.4.1	Pré-Processamento.....	72
3.4.2	Solução da Simulação.....	79
3.4.3	Pós-Processamento.....	80
3.5	Tecnologia CAM.....	84
3.5.1	Manufatura Aditiva do Modelo Ósseo	84
3.5.2	Manufatura Aditiva dos Implantes Ortopédicos (Placas)	86
3.5.3	Manufatura Subtrativa dos Implantes Ortopédicos (Parafusos).....	92
3.5.4	Simulação Cirúrgica.....	94
3.5.5	Validação da Simulação Numérica / Ensaio Mecânico Estático.....	96
3.6	Análise Estatística.....	98

4	RESULTADOS.....	103
4.1	Simulação Numérica dos Sistemas Osso-Implante pelo MEF.....	103
4.2	Manufatura Aditiva da Placa em H.....	115
4.3	Ensaio Mecânico / Validação da Simulação Numérica.....	116
5	DISCUSSÃO.....	118
5.1	Proposta de Estudos Futuros.....	141
6	CONCLUSÃO.....	142
	REFERÊNCIAS.....	143
	APÊNDICES.....	163

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos implantes ortopédicos alcançou um novo patamar com a implementação cada vez maior dos conceitos da indústria 4.0 que se caracteriza por um processo de manufatura integrativa focado no *design*, na fabricação e nos serviços personalizados de acordo com a necessidade de cada indivíduo. Considerada por alguns autores como a 4ª revolução industrial está intimamente relacionada a manufatura aditiva, ao conceito de internet das coisas (*IoT*), inteligência artificial (*AI*), *Big Data*, automação, realidade virtual e robótica. A indústria 4.0 consiste em um sistema inteligente de uso racional de recursos com vistas a redução do gasto energético, redução do desperdício de matéria prima e redução de tempo total de produção. Na área da ortopedia tem como escopo o desenvolvimento e produção de implantes ortopédicos utilizando tecnologias de manufatura aditiva, incluindo personalização de implantes para situações não convencionais (HALEEM; JAVAID; VAISHYA, 2019)(JAVAID; HALEEM, 2019). De acordo com Haleem, Javaid e Vaishya as principais aplicações da indústria 4.0 na área ortopédica são:

1. Customização em massa.
2. Atualização de ferramentas e implantes ortopédicos.
3. Realização de procedimentos cirúrgicos com mais acurácia.
4. Utilização deste processo no ensino e pesquisa.
5. Instrumentação de dispositivos ortopédicos para fornecimento de dados antropométricos e fisiológicos em tempo real.

Atualmente o desenvolvimento tecnológico de implantes ortopédicos utiliza recursos e processos cada vez mais em sintonia com os princípios da indústria 4.0 proporcionando novas soluções para o tratamento de problemas ortopédicos.

O processo de desenvolvimento tecnológico do implante ortopédico possui várias etapas de projeto. As primeiras etapas técnicas são a conceituação, especificação e detalhamento, com a verificação do *design* que inclui a análise numérica pelo Método de Elementos Finitos (MEF), análise de riscos e prototipagem rápida (manufatura aditiva - MA) do modelo testado (protótipo). Nestas etapas, as ideias e propostas são avaliadas por um grupo inter e multidisciplinar (médicos, projetistas e engenheiros) para análise de viabilidade e planejamento. Os projetos de implantes são executados em ambientes CAD (*Computer-Aided Design*) permitindo a

realização adaptação dos implantes a anatomia óssea e realização de planejamentos cirúrgicos virtuais (*Virtual Surgical Planning – VSP*). Para verificação do *design* é realizado a análise mecânica por meio do MEF em ambiente CAE (*Computer-Aided Engineering*) avaliando-se as tensões e deformações dos sistemas osso-implante. A confirmação/validação da geometria do protótipo do implante ortopédico desenvolvido pode ser realizada por meio da tecnologia CAM (*Computer-Aided Manufacturing*) com a MA. Modelos ósseos e protótipo são impressos em 3D para verificação da adaptação do implante à anatomia e relevo ósseo (AITCHISON *et al.*, 2009). As etapas seguintes são a verificação e validação do protótipo de implante ortopédico sendo necessário a confirmação da geometria e do comportamento mecânico. A validação do produto final inclui ensaios de resistência mecânica (validando os ensaios virtuais realizados pelo MEF), ensaios clínicos e testes de validação de esterilização (AITCHISON *et al.*, 2009) (BANDOPADHYAY *et al.*, 2019).

Nos últimos anos as simulações matemáticas *in silico* em ambientes CAE utilizando o MEF têm se tornado um excelente recurso para aumentar o entendimento da biomecânica do sistema musculoesquelético em situações fisiológicas e patológicas (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016)(PFEIFFER, 2016). No campo da biomecânica, são duas as principais utilizações: análise da dinâmica corporal analisando a cinética do sistema musculoesquelético e a análise de tensões/deformações de sistemas (osso, tendões, articulações, músculos e implantes) (KLUESS *et al.*, 2010). De acordo com Taylor *et Prendergast* (2016) historicamente existem duas razões para realizar análises pelo MEF em implantes ortopédicos: para obter uma maior compreensão do comportamento do sistema osso-implante ou de um dispositivo específico e para auxiliar no projeto e teste pré-clínico de novos implantes comparando seu desempenho com projetos já existentes. Com as simulações pelo MEF é possível analisar o comportamento mecânico de implantes ou de próteses, as respostas biológicas do osso às alterações biomecânicas após as cirurgias ortopédicas, permitindo prevenir falhas da fixação do implante ao osso como solturas ou até mesmo fraturas (HERRERA *et al.*, 2012).

De acordo com Parashar *et Sharma* (2016) a análise do sistema musculoesquelético por meio do MEF é composta por três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento. Na fase de pré-processamento são gerados os modelos 3D a serem simulados (osso, tendões, articulações, músculos e implantes) em ambientes CAD. Na fase de solução utiliza-se *softwares* CAE onde são

determinadas primeiramente as propriedades mecânicas, condições de contorno, condições de aplicação de forças e deslocamentos e após a modelagem se dá a simulação matemática. Na fase de pós-processamento é visualizada e realizada a análise dos resultados obtidos na simulação. Para confecção dos corpos de prova para realização de ensaios mecânicos com o objetivo de validar a simulação numérica, utilizam-se com frequência processos com a tecnologia CAM.

Um grande desafio para a realização de uma análise biomecânica pelo MEF é reproduzir com acurácia a anatomia da região estudada e determinar a perfeita interação mecânica entre as estruturas (HERRERA *et al.*, 2012). Para se alcançar este objetivo tem-se utilizado imagens médicas de alta resolução como de tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM) para criação de volumes de modelos anatômicos que são renderizados e modelados em ambiente com tecnologia CAD sempre com o cuidado de não se descaracterizar a geometria original e natural do objeto. A partir de então é possível a realização de diversos tipos de simulações como por exemplo cirurgias virtuais, modelagem de implantes e próteses (customizadas ou não) e simulações matemáticas para análise do comportamento mecânico. *Softwares* com a tecnologia CAE são usados como ferramentas para que volumes de modelos anatômicos tridimensionais virtuais possam ser discretizados e analisados pelo MEF. É possível ainda realizar a análise estática e dinâmica, medir as forças que atuam no osso, no implante e na interface osso-implante. Desta maneira, são viáveis a mensuração das forças (compressivas e trativas) e a deformação de todo o sistema osso-implante. Este tipo de análise é importante para definir as melhores características mecânicas e geométricas de um implante ortopédico (otimização topológica) podendo inclusive ser personalizado ou ainda produzido com tecnologias de manufatura aditiva (impressão 3D) (WU, NAICHAO *et al.*, 2021).

A tecnologia CAE apresentou grandes avanços tecnológicos nos últimos anos. Estes avanços relacionados a estudos biomecânicos possuem alta reprodutibilidade e versatilidade sendo possível alcançar um alto nível de correlações entre testes computacionais e ensaios mecânicos experimentais convencionais em torno de 95% (HERRERA *et al.*, 2012). Uma vantagem importante dos estudos utilizando o MEF é a análise da geometria complexa do modelo e a obtenção de dados detalhados do modelo 3D submetido a esforços. Durante a simulação computacional do projeto é possível medir os níveis de deformação e tensão durante as diferentes

condições de carregamento em situação estática ou dinâmica. Esse tipo de análise auxilia a projetar e desenvolver implantes ortopédicos com maior eficácia mecânica e com desenho mais anatômico (otimização de *design*) e com menor risco potencial de falha mecânica (TAYLOR; PRENDERGAST, 2016). Segundo Pfeiffer (2016) a análise pelo MEF pode ser usada para avaliar retrospectivamente e solucionar problemas de complicações ou falhas para se evitar ocorrências futuras semelhantes, bem como utilizada para avaliar implantes, procedimentos e técnicas de maneira econômica e em menor período de tempo comparada aos métodos de ensaio mecânico tradicional com destruição de corpos de prova (AITCHISON *et al.*, 2009).

No Brasil, Soni *et al.* (2008) foi pioneiro em utilizar este método no estudo biomecânico de fratura diafisárias do fêmur na criança com uso de hastes flexíveis. Naquela época os recursos para este tipo de análise estavam se desenvolvendo e o estudo foi baseado em modelo ósseo bidimensional (SONI *et al.*, 2008).

Para validação dos resultados encontrados na simulação pelo MEF habitualmente é realizado ensaio mecânico destrutivo com corpo de prova, que no caso do teste de validação de implantes ortopédicos se utilizam peças anatômicas humanas reais ou modelos anatômicos artificiais manufaturados com polímeros (PFEIFFER, 2016). As tecnologias de manufatura aditiva permitem a confecção de modelos anatômicos com grande acurácia usados em planejamento, treinamento e simulações cirúrgicas. Além disto, permite a confecção de instrumentais e implantes ortopédicos personalizados principalmente em situações que requeiram soluções não convencionais e de restauração de anatomia complexa.

As tecnologias de manufatura aditiva de implantes ortopédicos se baseiam na tecnologia CAD/CAM onde um protótipo é criado em ambiente CAD e confeccionado por meio de processos específicos de manufatura aditiva de metais utilizando programas CAM (TILTON *et al.*, 2021). As principais tecnologias utilizadas na manufatura de implantes ortopédicos são *Binder-jetting*, métodos de fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion Methods* - PBFM) com feixes de elétrons (*Electron Beam Melting* - EBM) ou laser (*Selective Laser Sintering* - SLS, *Selective Laser Melting* - SLM), deposição com energia direta (*Direct Energy Deposition* - DED) usando laser ou feixes de elétrons e o método de extrusão de material (*Fused Deposition Modeling* - FDM) (TILTON *et al.*, 2021) (MENG *et al.*, 2023). Os principais materiais utilizados na manufatura aditiva de implantes ortopédicos são: Aço Inox AISI316L, liga de cromo-cobalto (CoCr), liga de titânio (Ti6Al4V), tântalo (Ta) e Polietere tercetona (PEEK) (NI

et al., 2019) (TILTON *et al.*, 2021) (TAMAYO *et al.*, 2021) (LI, BINGLONG *et al.*, 2022) (ROUF *et al.*, 2022) (WU, YUANHAO *et al.*, 2023).

Com os avanços da tecnologia CAD/CAE/CAM a otimização topológica dos implantes ortopédicos promoveu um desenvolvimento tecnológico dos implantes ortopédicos com melhor desempenho mecânico e consequentemente melhor resultado clínico, além de ser utilizado em casos de necessidade de personalização dos implantes em situações não convencionais (WU, NAICHAO *et al.*, 2021).

O desenvolvimento tecnológico de implantes ortopédicos para o tratamento de fraturas atualmente segue o princípio de fixação biológica baseado na estabilidade biomecânica associado a preservação da irrigação sanguínea óssea (PERREN, 2002).

1.1 Motivação

As fraturas coronais do côndilo femoral estão associadas a traumas de alta energia, principalmente relacionadas à violência urbana como, por exemplo, acidentes automobilísticos e motociclísticos, atropelamentos, queda de altura e agressão por arma de fogo. Também estão relacionadas à prática esportiva e osteoporose em traumas de média energia. As fraturas coronais do côndilo femoral correspondem entre 0,65% a 1% de todas as fraturas do fêmur e aproximadamente 8% a 13% das fraturas da extremidade distal do fêmur (PATEL; TEJWANI, 2018). A incidência mundial de fraturas da diáfise do fêmur varia entre dez e 21 por 100.000 habitantes por ano. Elsoe *et al.* relataram em seu estudo uma incidência de 8,7 por 100.000 habitantes por ano na Dinamarca. Relatam um aumento crescente na incidência de fraturas na extremidade distal do fêmur principalmente na faixa etária maior que 60 anos em mulheres (ELSOE; CECCOTTI; LARSEN, 2018). De acordo alguns autores, ocorrem anualmente no mundo aproximadamente 3.000.000 fraturas de fêmur somente devido a acidente de trânsito, portanto aproximadamente 19.500 casos de fratura de Hoffa ao ano com este tipo de trauma de alta energia (AGARWAL-HARDING *et al.*, 2015). Este tipo de fratura apresenta um padrão bimodal em relação à idade e sexo dos pacientes: O pico de incidência em homens ocorre na 3ª e 4ª década de vida associada a trauma de alta energia, principalmente acidente de trânsito e queda de altura; e um o pico de incidência no idoso ocorre na 7ª década de vida associada à osteoporose.

As fraturas de Hoffa estão relacionadas à politraumatismo e com outras fraturas quando associada a trauma de alta energia como, por exemplo, fraturas da coluna vertebral, fraturas da pelve, fratura da região proximal e distal do fêmur, lesões ligamentares do joelho, lesão vasculo-nervosa periférica do membro afetado (MUSHTAQ *et al.*, 2022a).

Devido à energia do trauma e a geometria da fratura, estas fraturas são muito instáveis e de difícil tratamento cirúrgico, o que frequentemente leva a complicações pós-operatórias como osteonecrose do fragmento, perda da redução, ausência de consolidação ou consolidação viciosa (RABELO *et al.*, 2023).

Até o momento poucos estudos na literatura médica internacional se propuseram a realizar estudos biomecânicos utilizando simulações computacionais. Devido a este panorama é interessante a realização de um estudo utilizando análise numérica com o MEF para se analisar as características mecânicas da distribuição das forças que atuam sobre a extremidade distal do fêmur e a fratura coronal do côndilo femoral e analisar os tipos de osteossínteses para o tratamento deste tipo de fratura.

Além disso, com o melhor entendimento da biomecânica deste tipo de fratura e dos tipos de fixação desta foi possível o desenvolvimento de um implante ortopédico específico para a geometria óssea da região, o que hoje ainda não existe no mercado.

1.2 Justificativa

Devido às características anatômicas da fratura de Hoffa e a ação das forças que atuam sobre a região do joelho, a fixação adequada muitas vezes se torna um desafio para o ortopedista. Métodos de fixação apenas com parafusos não promovem em muitos casos estabilidade mecânica necessária para que ocorra a consolidação óssea adequada. Grande parte dos estudos na literatura indicavam até meados dos anos de 2010 apenas fixação com parafusos. Há aproximadamente dez anos surgiram estudos científicos e técnicas relatando o uso de placa e parafusos no tratamento da fratura de Hoffa que mostravam maior estabilidade mecânica da fixação deste tipo de fratura. Apesar disto existem poucos artigos na literatura que apresentam estudos sobre o uso de placa e parafuso no tratamento das fraturas de Hoffa.

De acordo com Sun, o uso apenas de parafusos pode ser inadequado para o tratamento da fratura de Hoffa e o uso de placa 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 (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* - Associação para o estudo da Osteossíntese - Davos, Suíça) (SUN *et al.*, 2017).

Nos últimos anos há relatos de casos com o uso de placa e parafuso no tratamento de fratura de Hoffa. Tetsunaga *et al.*, relataram 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)

Shi *et al.* (2014) 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 o deslizamento do fragmento fornecendo estabilidade angular à fixação.

Em outro estudo, Gao *et al.* (2015) 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, MINGJIE *et al.*, 2015).

Sun *et al.* (2017) 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 do côndilo lateral, 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 pósterio anterior, grupo dois com dois parafusos canulados paralelos 6.5 mm com sentido pósterio anterior, grupo três com placa bloqueada 3,5 mm lateral e um parafuso canulado 6,5 mm com sentido pósterio anterior, 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 um algoritmo para tratamento das fraturas de Hoffa laterais de acordo com a classificação de Letenneur: Letenneur I: acesso pósterio lateral com fixação com placa antideslizante e parafusos de anterior para posterior; Letenneur IIa, IIb, IIc: acesso pósterio-lateral 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 (PIRES *et al.*, 2018). O mesmo autor também propôs um algoritmo para o tratamento das fraturas do côndilo medial: acesso pósteromedial com fixação com placa antideslizante pósteromedial associado a parafusos dependendo do tipo de fratura (PIRES *et al.*, 2020). Em um estudo biomecânico recente comparando quatro diferentes tipos de osteossíntese interna para fratura de Hoffa tipo I de Letenneur, Pires *et al.* concluem que o uso da placa de reforço posterolateral associada aos parafusos inseridos no sentido pósteromedial continua sendo o padrão ouro biomecânico no tratamento das fraturas de Letenneur tipo I. O uso de parafusos isolados inseridos no sentido ânteroposterior deve ser evitado nas fraturas de Letenneur tipo I devido ao seu fraco desempenho biomecânico. Os parafusos ânteroposteriores associados à placa terço de tubo bloqueada colocada perpendicularmente ao plano de fratura principal de forma horizontal aumentaram a rigidez da fixação em 302% em comparação com a fixação isolada dos parafusos ânteroposteriores (PIRES *et al.*, 2024).

Em um estudo retrospectivo, Lu *et al.* (2019) realizaram um estudo comparando resultados clínicos de pacientes submetidos a redução aberta e fixação interna com apenas parafusos de compressão e com parafuso de compressão associado a placa de suporte. Foram avaliados resultado clínico (amplitude de movimento do joelho), consolidação óssea e avaliados com a escala Knee Society Score (KSS). Este estudo concluiu que a fixação com parafuso de compressão associada a placa de suporte para tratamento de fratura de Hoffa é eficaz e confiável, e pode fornecer estabilidade mais adequada e melhor resultado em comparação com apenas parafuso de compressão.

Harna; Dutt *et al.* (2020) em um relato de caso descrevem nova técnica do uso de uma placa de formato de L para tratamento de pseudoartrose da fratura de Hoffa do côndilo femoral medial. Foram utilizadas 2 placas de pequenos fragmentos com função de neutralização para estabilizar a pseudoartrose alcançando consolidação satisfatória.

Em um relato de caso realizado por Liu, Zhao Hua (2021) descrevem a utilização de uma placa bloqueada em formato de L para tratamento de fratura do platô tibial associado a fixação do fragmento com 3 parafusos canulados sem cabeça para tratamento de fratura de Hoffa do côndilo femoral lateral. Em outro relato de caso, Agarwal *et al.* (2021) descrevem o tratamento de uma fratura de Hoffa lateral com o

uso de placa de reconstrução como placa de suporte associado a dois parafusos canulados 6,5mm. Iguchi *et al.* (2022) em um relato de caso apresenta um caso de pseudoartrose de fratura de Hoffa do côndilo lateral submetido a fixação com três parafusos 4,5 sem cabeça e uma placa bloqueada da extremidade distal do fêmur alcançando consolidação da pseudoartrose com resultado clínico satisfatório. Pei *et al.* (2022) descrevem um relato de caso de fratura de Hoffa lateral submetida a osteossíntese com placa reticular de calcâneo com reabilitação precoce e bom resultado funcional.

Li, Zhen *et al.* (2022) em um estudo retrospectivo avaliaram os resultados funcionais e radiográficos de 13 pacientes submetidos a tratamento cirúrgico de fratura de Hoffa por um período de 24 meses. Foram analisados dois grupos de pacientes: um submetido a tratamento cirúrgico com uso de placa bloqueada da extremidade distal do fêmur isolada e outro com a placa bloqueada da extremidade distal do fêmur combinada com uso de parafusos canulados. Concluem que em pacientes com fraturas de Hoffa, tratamento com placa bloqueada da extremidade distal do fêmur sozinha ou em combinação com parafusos canulados seguido de reabilitação ativa precoce resultou em grande estabilidade e resultados funcionais satisfatórios após 24 meses.

Em nosso estudo previamente publicado descrevemos a aplicação da tecnologia de impressão 3D no tratamento da pseudoartrose da fratura de Hoffa descreve um caso clínico de fratura de Hoffa submetido a tratamento cirúrgico com dois parafusos de tração anteriores e uma placa bloqueada de neutralização no côndilo lateral. Neste houve grande acurácia na reprodutibilidade do planejamento virtual e na simulação cirúrgica com o modelo anatômico 3D impresso no tratamento cirúrgico da pseudoartrose da fratura de Hoffa (MENDONÇA *et al.*, 2022).

Este estudo procura responder perguntas ainda não esclarecidas para o melhor entendimento biomecânico da osteossíntese da fratura de Hoffa, bem como agregar conhecimentos sobre MA de implantes ortopédicos aplicados ao seu tratamento e apresentar o desenvolvimento de um implante que proporciona estabilidade mecânica adequada para alcançar melhores resultados cirúrgicos para este tipo especial de lesão.

1.3 Objetivos

O objetivo geral deste estudo foi projetar, simular, analisar pelo MEF, implementar por meio de MA em liga de titânio Ti_6Al_4V , testar, validar por meio de ensaio mecânico estático de compressão e descrever todo o processo de desenvolvimento tecnológico do modelo de implante ortopédico (placa em formato de H) específico para o tratamento da fratura coronal do côndilo femoral (fratura de Hoffa).

Os objetivos específicos deste estudo foram:

1. Modelar um implante ortopédico que se adapta à face lateral do côndilo femoral lateral, gerado a partir dos exames de TC do joelho do participante portador de fratura de Hoffa.
2. Submeter o conjunto modelo ósseo 3D + implantes ortopédicos projetados à simulação numérica pelo MEF de acordo com as propriedades mecânicas, tribológicas e condições de contorno que simulem uma situação crítica na atividade diária.
3. Realizar verificação da geometria dos implantes ortopédicos modelados por meio de MA com as tecnologias FDM e DLP.
4. Realizar a MA do protótipo desenvolvido por meio da tecnologia EBM em Ti_6Al_4V e realizar o pós-processamento da MA.
5. Validar a simulação numérica pelo MEF do comportamento mecânico dos modelos 3D impressos (sistema osso-implante) por meio de ensaio mecânico estático de compressão dos corpos de prova (implante ortopédico manufaturado fixado ao modelo ósseo 3D) em uma máquina de ensaio universal.
6. Comparar a fixação da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur com a placa em H com os métodos tradicionais de fixação.

1.4 Contribuições

A principal contribuição deste estudo é o desenvolvimento de um protótipo de implante ortopédico (placa em formato de H) específico para o tratamento da fratura de Hoffa, para o tipo III de Letenneur. Outra contribuição é a sistematização de todo o processo de desenvolvimento tecnológico de um implante ortopédico a partir de um problema a ser solucionado, que no caso foi uma pseudoartrose de fratura de Hoffa.

Com este estudo foi possível a descrição pormenorizada de todo o processo de desenvolvimento tecnológico de um novo modelo de placa específico para a fratura de Hoffa com a utilização de tecnologias de MA. Para tal objetivo foram utilizadas três principais tecnologias associadas ao desenvolvimento de implantes ortopédicos: Tecnologia CAD (criação do modelo anatômico virtual 3D, do projeto dos implantes e realização da cirurgia virtual), Tecnologia CAE (análise estrutural por meio de simulação numérica pelo MEF, teste pré-clínico *in silico*) e Tecnologia CAM (teste mecânico pré-clínico - manufatura dos corpos de prova para o ensaio mecânico estático de compressão dos corpos de prova - validação do teste pré-clínico *in silico*).

O estudo apresentado nesta Tese até o momento está associado às seguintes produções científicas:

Patente depositada

Mendonça CJA, Soni JF, Belo IM, Schneider Junior B, Loureiro IEE, Ramin TS. **Dispositivo ortopédico para tratamento de fratura coronal do côndilo femoral.** 2020, Brasil.

Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020200236674

Título: "Dispositivo Ortopédico para Tratamento de Fratura Coronal do Côndilo Femoral".

Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

Depósito: 19/11/202.

Artigos publicados em periódicos internacionais

Ferre LS, Nisio DF, **Mendonça CJA**, Belo IM. **Comparative Analysis of Tibial Plateau Fracture Osteosynthesis: A Finite Element Study.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2022;105392.

Mendonça CJA, Guimarães RMR, Pontim CE, Gasoto SC, Setti JAP, Soni JF, Schneider Júnior B. **An overview of 3D anatomical model printing in orthopedic trauma surgery.** *Journal of Multidisciplinary Healthcare.* 2023; 16: 875-887.

Capítulo publicado em livro internacional

Mendonça CJA, Setti JAP. **3D Printing in Orthopedic Surgery**. In: Canciglieri Jr O, Trjonovic MD. *Personalized Orthopedics: Contributions and Applications of Biomedical Engineering*. 1ª Ed. New York - US: Springer Nature, 2022. chapter 14. p. 375-409.

Artigo publicado em periódico nacional

Mendonça CJA, Gasoto SC, Belo IM, Setti JAP, Soni JF, Schneider Jr B. **Application of 3D printing technology in the treatment of Hoffa's fracture nonunion**. *Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia*. 2023; 58(2): 303-312.

Capítulo publicado em livro nacional

Loureiro IEE, **Mendonça CJA**, Belo IM. **Comparativo entre um osso com propriedades mecânicas isotrópicas e ortotrópicas pelo método de elementos finitos em uma fratura**. In: Holzmann HA, Dallamuta J. *Coleção Desafios das Engenharias: Engenharia Mecânica 2*. 1ª Ed. Ponta Grossa: Atena Editora, 2021, v1, p. 88-99.

Artigo publicado em anais de congresso internacional

Mendonça CJA, Nisio FG, Ferre LS, Belo IM. **Comparative study of extramedullary osteosynthesis for tibial plateau fractures: A finite element analysis**. In: XL Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering, 2019, Natal - RN. Proceedings of the XL Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering, ABMEC, 2019.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tecnologia CAD

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 *softwares* CAD para modelagem e renderização, permitindo que este objeto possa ser impresso em 3D (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017)

De acordo com vários autores, o uso das imagens médicas no processo de impressão 3D em medicina é utilizado para ensino, planejamento, treinamento, simulação cirúrgica e na confecção de guias, instrumentos cirúrgicos e implantes personalizados (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016) (HOANG *et al.*, 2016a) (EIJNATTEN *et al.*, 2018). Já no desenvolvimento tecnológico de implantes, órteses e próteses, a utilização de *softwares* com a tecnologia CAE é utilizado em simulações *in silico* com o intuito de otimização mecânica e topológica do protótipo além de menor gasto de tempo e recursos em todo o processo. Além disso, alguns autores consideram a análise estrutural do implante por meio da simulação com MEF como teste pré-clínico de novos implantes comparando seu desempenho com projetos já existentes (HERRERA *et al.*, 2012).

O primeiro e mais importante passo na manufatura aditiva de objetos tridimensionais é a aquisição da imagem (SHUI *et al.*, 2017) (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017) (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, 2016a) (MOK *et al.*, 2016) (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 Eijnatten *et al.* (2018) como mostrado na Tabela 1.

Tabela 1 – parâmetros relevantes na aquisição de imagens de TC

Scanner Type	Tipo de aquisição: axial, helicoidal
Tube potencial (KV)	Potencial do tubo: é a diferença de tensão (Volts) que será aplicado no filamento do tubo
Tube current (mA)	Corrente do tubo: é a corrente (Ampères) aplicada no filamento do tubo
Pitch	<i>Pitch</i> : velocidade da mesa (mA)
Scan Time	Tempo da aquisição em segundos
Gantry rotation	Velocidade de rotação do Gantry = tubo
Collimation	Colimação: o colimador são chapas de chumbo que focalizam o raio-X emitido
Beam filtration	Filtro para absorver elétrons de baixa energia
Voxel Size (resolution)	Resolução da imagem medida em <i>voxel</i>
Slice thickness	Espessura de corte
Slice spacing	Distância em cada corte = “ <i>gap</i> ”
Reconstruction plane	Planos de Reconstrução: são os planos sagital, axial e coronal da imagem, após ser processada
Artefacts	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: adaptado de (EIJNATTEN *et al.*, 2018)

Um passo importante de processamento das imagens é feito durante a aquisição das imagens médicas com a limpeza dos ruídos aleatórios para se evitar artefatos nos modelos CAD com a redução sequencial dos dados adquiridos por TC. Este processo denomina-se *denoising*. Pode-se empregar o método de suavização espacial, que é um algoritmo computacional para reduzir o ruído sem perder informações anatômicas (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017).

O passo seguinte após a aquisição das imagens é a segmentação. Consiste em um processo de separação da área desejada de uma área não desejada, ou seja, determina-se a região de interesse (*Region of Interest* - ROI) para o futuro processamento da imagem (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016) (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017) (SHUI *et al.*, 2017). 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 radiografia e TC. A segmentação pode ser realizada manualmente ou por meio de algoritmos criados para esta finalidade (CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016).

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.

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.

Após a segmentação e modelagem utilizando os dados processados com na 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), reposicionamento/redução dos fragmentos de uma fratura e a possibilidade de simulação de colocação de implantes (materiais de osteossíntese e próteses, por exemplo) (CHEN, XIAOJUN *et al.*, 2016).

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

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. Esta parte pode ser realizada durante a aquisição ou durante a modelagem (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017). Além disto durante a modelagem se utilizam algoritmos de alisamento e regularização da superfície da imagem para melhorar a definição e qualidade da imagem tridimensional a ser impressa. Este processo é chamado de *smoothing* (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017) (FAVIER *et al.*, 2017).

De acordo com a revisão bibliográfica realizada para esta Tese, os estudos nos últimos 6 anos sobre avaliação biomecânica de implantes ortopédicos utilizando simulação numérica com análise pelo MEF de um segmento dos membros inferiores realizaram análise de diversos tipos de ossos. Na maior parte dos estudos foi utilizado como modelo anatômico o fêmur: região proximal (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (XIA *et al.*, 2021) (DING *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (GIORDANO *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023); diáfise (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (HU *et al.*, 2022) (HE *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023); região distal (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (FREITAS *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023). Foram realizados estudos com modelos anatômicos da tíbia: região proximal (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (FERRE *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023); diáfise (YAN, LINA *et al.*, 2020); região distal (OKEN; YILDIRIM; ASILTURK, 2017) (ANWAR *et al.*, 2018) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (WANG, MIAN *et al.*, 2022); tornozelo (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023); e calcâneo (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (LV *et al.*, 2022) (PÎNZARU *et al.*, 2023).

Para obtenção dos modelos anatômicos a maioria dos estudos realizou a aquisição dos dados por meio de TC com exceção de 3 artigos: escaneamento de osso sintético (ZHANG, WEI *et al.*, 2018), escaneamento de osso de um cadáver (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023) e um estudo que utilizou Rx do tornozelo (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023).

De acordo com a revisão bibliográfica a aquisição das imagens para obtenção do modelo anatômico foi feita utilizando vários métodos. Foram utilizados imagens de arquivos digitalizados: *Anybody* (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017), *Visible Human Project* (OKEN; YILDIRIM; ASILTURK, 2017) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021), *Virtual Sawbone* (GIORDANO *et al.*, 2022); Foram utilizados modelos ósseos: sintéticos (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, MENG *et al.*, 2023), modelos ósseo *Sawbones®* (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (XIA *et al.*, 2021) (FREITAS *et al.*, 2021) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (HE *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023); participação de voluntários: saudáveis (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (CHEN, PENGBO *et al.*,

2017) (ANWAR *et al.*, 2018) (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (WANG, MIAN *et al.*, 2022) (FERRE *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (PÎNZARU *et al.*, 2023), voluntário com fratura (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (JUNG *et al.*, 2023) e cadáveres (YAN, LINA *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023).

A espessura da aquisição do exame de TC de acordo com a revisão da literatura realizada para esta Tese os artigos relatam medidas de 0,5 mm (SHAMS *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022), 0,6 mm (XIA *et al.*, 2021) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (PÎNZARU *et al.*, 2023), 0,625 mm (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (DING *et al.*, 2022), 1 mm (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (FREITAS *et al.*, 2021) (LV *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), 1,25 mm (WANG, MIAN *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022).

Segundo Eijnatten *et al.* (2018), a segmentação é a fase mais crítica e de maior demanda no processo de impressão 3D de modelos ósseos, pois a geração de imagens 3D com baixa resolução pode gerar impressão inadequada de objetos. O presente estudo utilizou o *software* Invesalious®, de tecnologia nacional, gratuito, para realizar a segmentação do volume 3D sem prejuízo da acurácia da segmentação como demonstrado no estudo. A segmentação 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.

De acordo com a revisão bibliográfica realizada, foram utilizados para modelagem óssea os seguintes *softwares*: *Geomagic*® (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (XIA *et al.*, 2021) (DING *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), *Rhinoceros*® (OKEN; YILDIRIM; ASILTURK, 2017) (FREITAS *et al.*, 2021), *CREO*® (ANWAR *et al.*, 2018) (HU *et al.*,

2022), CATIA® (CHEN, XIAOZHONG, 2018), 3-Matic® (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (HE *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023), SolidWorks® (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (SHAMS *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022), Unigraphics NX® (WANG, MIAN *et al.*, 2022), Fusion® (FERRE *et al.*, 2022), Ansys Space Claim® (PÎNZARU *et al.*, 2023), SolidEdge® (HINZ *et al.*, 2023), 3dbody® (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), NX I-Deas® (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), e Mimics® (WANG, JIE *et al.*, 2019) (YAN, LINA *et al.*, 2020) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022).

Os *softwares* utilizados para a modelagem dos implantes de acordo com a revisão bibliográfica realizada para esta Tese foram: CREO® (ANWAR *et al.*, 2018) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (HU *et al.*, 2022), CATIA® (CHEN, XIAOZHONG, 2018), Unigraphics NX® (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (DING *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023), 3-Matic® (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (HE *et al.*, 2022), Magics® (YAO, YAN *et al.*, 2021), Ansys Space Claim® (PÎNZARU *et al.*, 2023), NX I-Deas® (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), Fusion® (FERRE *et al.*, 2022), Rapidform® (YAO, YAN *et al.*, 2021), SolidWorks® (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (YAN, LINA *et al.*, 2020) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (FERRE *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) sendo o programa SolidWorks® foi o mais usado nos estudos.

2.2 Tecnologia CAE

Lewis *et al.* (2021) em sua revisão sobre análise de elementos finitos em fixação de fraturas revisa a motivação clínica por trás da análise de elementos finitos da fixação de fraturas, seus pontos fortes e fracos, como os modelos são desenvolvidos e validados e como os resultados são tipicamente interpretados. Os autores citam que em relatos recentes há um certo consenso na literatura sobre como certos aspectos de modelagem são formulados pragmaticamente, incluindo geometrias de osso e implante, malha, propriedades do material, interações e cargas e condições de contorno. Acrescentam que os estudos geralmente se concentram na tensão prevista do implante, tensão óssea ao redor dos parafusos ou deslocamentos interfragmentários. No entanto, a maioria dos modelos não é rigorosamente validada.

Concluem que com o uso de métodos de modelagem refinados, esforços de validação aprimorados e análises sistemáticas em larga escala, a análise de elementos finitos está pronta para avançar na compreensão da falha de fixação de fraturas, permitir a otimização de projetos de implantes e melhorar a orientação cirúrgica.

Um algoritmo de malha converte a representação geométrica sólida em uma malha com nós específicos conectando os elementos, sendo este processo automático na maioria dos softwares. Muitas vezes é necessária uma geração manual da malha para aumentar a qualidade desta em geometrias irregulares (YABO, 2018). Isto pode ser necessário quando se realiza o processo de convergência da malha para aumentar a acurácia da simulação matemática ou quando se deseja aumentar a discretização em uma região específica de acordo com a necessidade do estudo.

O aumento da densidade da malha melhora a precisão e a acurácia da solução, mas também aumenta o custo computacional necessário e o tempo de gasto na solução da simulação.

Na análise pelo MEF é fundamental a determinação de uma malha suficientemente refinada para garantir que os resultados de sua simulação sejam adequados. Malhas grossas podem gerar resultados imprecisos em análises usando métodos implícitos ou explícitos. O processo de convergência de malha envolve diminuir o tamanho do elemento e analisar o impacto desse processo na acurácia da solução numérica. Quanto menor o tamanho do elemento da malha, mais precisa a solução. A solução numérica fornecida pelo modelo tenderá a um valor único à medida que se aumenta a densidade da malha. Para se ter certeza de que o modelo está produzindo uma solução matematicamente precisa, as malhas que estão sendo comparadas fornecem essencialmente o mesmo resultado. Deve-se considerar a influência da densidade da malha em resultados de locais particulares ("críticos") do modelo como na interface osso-implante, nas interfaces do foco de fratura / pseudoartrose, nos orifícios da placa e nos pontos de menor diâmetro das placas. Diz-se que a malha é convergente quando o refinamento da malha produz uma mudança desprezível na solução.

Devido à complexidade da geometria, principalmente em objetos com alta irregularidade de superfície como o osso, a formação de uma malha permite durante a modelagem do objeto se definir os locais onde há falhas para que sejam corrigidas com métodos de edição de imagens, tornando a superfície do objeto o mais regular possível (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017). Além disto, é possível se definir de acordo

com a geometria do objeto e a finalidade do estudo o aumento da discretização de áreas "críticas" como locais de contato entre o osso e o implante. Ao se refinar a discretização há o aumento da acurácia da simulação numérica. O número e o tipo de elementos usados dependerão dos objetivos do modelo e das geometrias utilizadas.

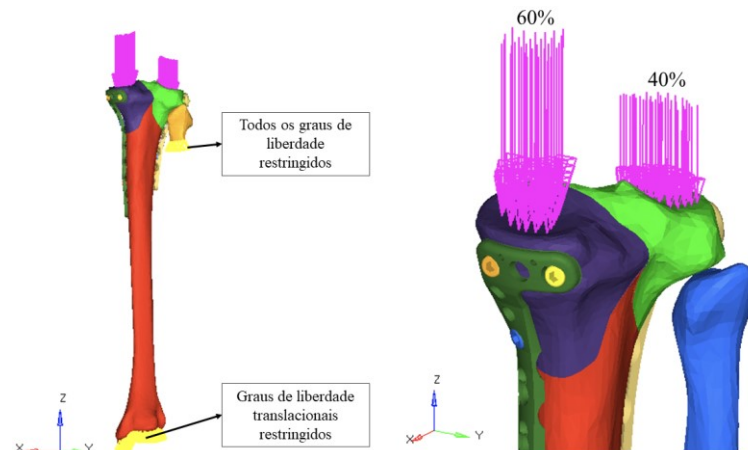
Durante o pré-processamento é necessário definir as propriedades dos materiais que serão submetidos a análise mecânica. Estas são encontradas em banco de dados ou em fontes da literatura especializada como por exemplo resistência, rigidez, tenacidade representado na forma de módulo elasticidade (Módulo de Young) (PARASHAR; SHARMA, 2016). Geralmente a escolha das propriedades do material depende da complexidade do problema a ser resolvido (YABO, 2018). Ainda para a realização da análise numérica são necessários se definir o Coeficiente de Escoamento (Coeficiente de Poisson) e o Coeficiente de atrito para cada interface de acordo com os materiais utilizados.

As características dos materiais usados para simulações com MEF na área de ortopedia variam em complexidade, desde simples isotrópicos lineares (implantes) até anisotrópicos viscosos e hiperelásticos multifásicos (ossos, ligamentos, cartilagens) (HERRERA *et al.*, 2012). A complexidade do material escolhido para a simulação depende da anatomia de interesse e dos recursos computacionais disponíveis. O osso humano por exemplo possui características anisotrópicas e viscoelásticas. Quanto mais complexo o comportamento do material, maior o custo computacional e maior o tempo de solução é necessário (HERRERA *et al.*, 2012) (PFEIFFER, 2016) (YABO, 2018).

Entretanto utilizando-se este parâmetro tem uma expectativa de aumento do custo computacional comparado a elementos hexaédricos ou tetraédricos de 8 nós.

Cargas externas (por exemplo, forças de reação do solo) são aplicadas aos nós ou superfícies do modelo para recriar o carregamento *in vivo*. Estas cargas estão na forma de deslocamentos ou forças aplicadas. O carregamento pode ser aplicado em função do tempo (instantaneamente, durante um determinado período ou ciclicamente) (PFEIFFER, 2016) (Figura 1).

Figura 1 - Exemplo de condições de contorno para um modelo de elementos finitos



Fonte: (MENDONÇA et al., 2019)

Uma vez definidos todos os parâmetros: geometria, discretização, propriedades mecânicas e tribológicas do domínio, condições de contorno, força e deslocamentos do aplicadas ao domínio, a simulação é resolvida numericamente para se determinar as variáveis da região de interesse. O custo computacional e o tempo de simulação dependem da complexidade do modelo (número de elementos, número e a complexidade das interações e número de etapas de simulação).

Para situações de análise de domínios de pequeno volume em que ocorrem pequenos tensões e deformações a solução linear é mais adequada. Para situações de análise de grandes volumes que resultam de deslocamentos e deformações percentualmente grandes uma solução não linear é exigida (YABO, 2018).

De acordo com a revisão bibliográfica realizada para esta Tese foram utilizados na simulação numérica pelo MEF dos domínios (sistemas osso-implantes) os *softwares*: *Fempro*® (OKEN; YILDIRIM; ASILTURK, 2017), *Optistruct*® (CHEN, PENGBO et al., 2017), *Simlab*® (FREITAS et al., 2021), *FebioStudio*® (HINZ et al., 2023), *NSC.Natram*® (WU, CHAOMENG et al., 2023), *Abaqus*® (ANWAR et al., 2018) (ZHANG, WEI et al., 2018) (ZHANG, HAO et al., 2018) (ZHANG, WEI et al., 2020) (YAN, LINA et al., 2020) (YAO, YAN et al., 2021) (XIA et al., 2021) (WANG, MIAN et al., 2022) (FERRE et al., 2022) (BLAŽEVIĆ et al., 2022) (DING et al., 2022) (HE et al., 2022) (LV et al., 2022) (ROSTAMIAN et al., 2022) (ROSELL-PRADAS et al., 2023), *Hypermesh*® (ZHOU, JIANG-JUN et al., 2017) (CHEN, PENGBO et al., 2017) (ZHANG, WEI et al., 2018) (ZHANG, WEI et al., 2020) (YAO, YAN et al., 2021) (XIA et al., 2021) (FERRE et al., 2022) (DING et al., 2022) (JIANG, XIANBAO et al., 2022) (LV

et al., 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023) e Ansys® (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (PÎNZARU *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023).

Os fatores que determinam a efetividade de uma osteossíntese podem ser considerados como sendo o tipo de implante, o posicionamento do implante com relação à fratura e o material que o implante foi manufaturado. Fixações rígidas promovem uma consolidação adequada das fraturas. Materiais com maior módulo de elasticidade apresentaram maior rigidez. Os implantes metálicos são eficientemente aplicados à estabilização de fraturas, pois reproduzem funções de suporte e proteção do osso sem alterar seu metabolismo, consolidação e crescimento. Além disso, materiais utilizados com implantes ortopédicos devem possuir biocompatibilidade, ou seja, não gerar toxicidade, nem nocividade tecidual e nem provocar reações imunológicas. Os materiais metálicos que apresentam essa propriedade e são frequentemente utilizados na manufatura de implantes ortopédicos são o aço inoxidável (AISI316L), ligas de titânio (Ti6Al4V) ligas de Cromo-Cobalto (CrCo) e ligas de Tântalo (Ta) (TILTON; LEWIS; MANOGHARAN, 2018) (ROUF *et al.*, 2022) (WU, YUANHAO *et al.*, 2023) (MENG *et al.*, 2023).

O valor do módulo de elasticidade (módulo de Young) em MPa do osso cortical variou entre 7.300 (ANWAR *et al.*, 2018) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021), 8.050 (WISANUYOTIN *et al.*, 2020), 11.583 (ZHANG, WEI *et al.*, 2020), 13.000 (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), 14.000 (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), 15.000 (CHEN, XIAOZHONG, 2018), 16.000 (HE *et al.*, 2022), 16.300 16.350 (GIORDANO *et al.*, 2022) (LI, JIA *et al.*, 2019), 16.500 (ZHANG, HAO *et al.*, 2018), 16.700 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (DJURICIC *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (HINZ *et al.*, 2023), 16.800 (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) 17.000 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (XIA *et al.*, 2021) (FREITAS *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 18.400 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) e 20.000 (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023).

O valor do módulo de Young em MPa do osso esponjoso variou entre 100 (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021), 137 (LI, JIA *et al.*, 2019), 150 (HINZ *et al.*, 2023), 155 (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (XIA *et al.*, 2021) (HE *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*,

2023), 157 (WANG, JIE *et al.*, 2019), 206 (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017), 500 (CHEN, XIAOZHONG, 2018), 700 (HU *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 840 (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022), 959 (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), 1.061 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017), 1.100 (ANWAR *et al.*, 2018) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022), 1.370 (GIORDANO *et al.*, 2022), 1.500 (SHAMS *et al.*, 2022), 1.550 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (DJURICIC *et al.*, 2022), 1.700 (FREITAS *et al.*, 2021) (DING *et al.*, 2022), 1.890 (PÎNZARU *et al.*, 2023), 5.000 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) e 7.300 (LV *et al.*, 2022).

O valor do módulo de Young em MPa da liga de titânio variou entre 78.000 (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017), 105.000 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023), 106.000 (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 110.000 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (HE *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (HINZ *et al.*, 2023), 113.800 (WANG, JIE *et al.*, 2019) (SHAMS *et al.*, 2022), 115.000 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) e 123.000 (CHEN, XIAOZHONG, 2018).

O valor do coeficiente de Poisson do osso cortical variou entre 0,26 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (FREITAS *et al.*, 2021) (LI, MENG *et al.*, 2023) (GIORDANO *et al.*, 2022), 0,3 (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (ANWAR *et al.*, 2018) (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (HE *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (HINZ *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), 0,33 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) e 0,37 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017).

O valor do coeficiente de Poisson do osso esponjoso variou entre 0,2 (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 0,225 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017), 0,26 (ANWAR *et al.*,

2018) (FREITAS *et al.*, 2021), 0,29 (HU *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023), 0,3 (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (SHAMS *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (HE *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (GIORDANO *et al.*, 2022) (PÎNZARU *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023) e 0,33 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018).

O valor do coeficiente de Poisson da liga de titânio variou entre 0,3 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (CHEN, XIAOZHONG, 2018) (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), 0,316 (DING *et al.*, 2022), 0,33 (SHAMS *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 0,34 (WANG, JIE *et al.*, 2019) (HE *et al.*, 2022) (JUNG *et al.*, 2023) e 0,35 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023).

Um aspecto que deve ser considerado ao selecionar o material do implante é o seu atrito com o osso. Em geral, titânio e suas ligas geram menos atrito com o osso quando comparados ao aço inox (ASI316L).

O coeficiente de atrito entre osso-titânio variou entre 0,2 (SHAMS *et al.*, 2022), 0,3 (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (XIA *et al.*, 2021) (DING *et al.*, 2022) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (HU *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (HINZ *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), 0,4 (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017), 0,42 (JUNG *et al.*, 2023) e 1 (HE *et al.*, 2022).

O coeficiente de atrito entre osso-osso variou entre 0,15 (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), 0,3 (ANWAR *et al.*, 2018) (DING *et al.*, 2022) (LV *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023), 0,4 (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (YAN, LINA *et al.*, 2020) (FERRE *et al.*, 2022) (YAN, BANGJI *et al.*, 2023), 0,45 (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) e 0,46 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (XIA *et al.*, 2021) (JIANG, XIANBAO *et al.*, 2022) (LI, MENG *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023) (JUNG *et al.*, 2023).

A maioria absoluta dos autores da revisão bibliográfica consideraram os elementos do domínio sendo tetraedro; apenas 9 estudos consideraram o tetraedro como sendo de 10 nós (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (WANG, MIAN *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (JUNG *et al.*, 2023). Apenas 2 autores consideraram os elementos dos implantes como hexaedros (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (YAO, YAN *et al.*, 2021). Poucos autores documentam o tamanho dos elementos dos domínios. Com relação ao tamanho dos elementos do modelo ósseo foi descrito sendo do tamanho de 1 mm (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021), 1,3 mm (HE *et al.*, 2022), 1 a 3 mm (ZHANG, HAO *et al.*, 2018), 2 mm (CHEN, XIANG *et al.*, 2022), 2 a 2,5 mm (HU *et al.*, 2022), 2 a 4 mm (DJURICIC *et al.*, 2022), 3 mm (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) e 4 mm (WISANUYOTIN *et al.*, 2020). Com relação ao tamanho dos elementos dos implantes foi descrito como sendo do tamanho de 0,5 mm (CHEN, XIANG *et al.*, 2022), 0,7 a 1,3 mm (ZHANG, HAO *et al.*, 2018), < 1 mm (JUNG *et al.*, 2023), 1 mm (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021), 1 a 2 mm (DJURICIC *et al.*, 2022), 1,3 mm (HE *et al.*, 2022), 1,5 mm (HU *et al.*, 2022) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023), 2 mm (YAN, LINA *et al.*, 2020) (DING *et al.*, 2022) e 2,76 mm (FERRE *et al.*, 2022). Apenas 15 estudos da revisão bibliográfica descrevem a realização da convergência da malha (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (LI, JIA *et al.*, 2019) (WANG, JIE *et al.*, 2019) (YAN, LINA *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (YAO, YAN *et al.*, 2021) (XIA *et al.*, 2021) (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) (WANG, MIAN *et al.*, 2022) (SHAMS *et al.*, 2022) (FERRE *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023).

Em um estudo realizado por este pesquisador, foi analisado o comportamento mecânico de um modelo ósseo virtual comparando a propriedade isotrópica e anisotrópica do tecido ósseo no modelo. O objetivo foi analisar se é viável utilizar este tipo de aproximação, levando em consideração os parâmetros de deslocamentos dos sistemas e o tempo de duração da simulação. Concluímos que para uma interpretação inicial dos resultados e otimização do tempo, é interessante utilizar uma aproximação para o osso isotrópico, visto que usualmente são realizados ajustes antes de se chegar ao resultado final da simulação, sendo necessário, via de regra, fazer alterações e considerações durante o processo. Após os ajustes necessários, é

indicado que se altere as propriedades do osso para anisotrópica para se obter um resultado mais próximo do real (LOUREIRO; MENDONÇA; BELO, 2021).

De acordo com a revisão da literatura para a realização deste estudo, foi constatado que a maior parte dos estudos publicados desde 2017 que realizaram estudos com análise de MEF em simulações de implantes ortopédicos (placa e parafusos) em ossos dos membros inferiores consideraram como propriedade do osso sendo um material isotrópico homogêneo elástico. Apenas 2 autores consideraram o osso como isotrópico não homogêneo (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (YAO, YAN *et al.*, 2021) e 3 autores consideraram como anisotrópico (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) (FERRE *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022). A maioria dos estudos considerou o comportamento mecânico dos sistemas sendo linear elástico com exceção de um autor que considerou o comportamento mecânico sendo elástico plástico (ZHANG, WEI *et al.*, 2020).

As condições de contorno são usadas na área de ortopedia para recriar as restrições mecânicas *in vivo* na anatomia (domínio) de interesse. Estas condições de contorno constituem pré-carga (tecidos e/ou implantes), contato entre tecidos, restrições de amarração entre componentes anatômicos e/ou representar certos aspectos dos implantes em contato com o osso, como por exemplo uma placa e parafusos (PFEIFFER, 2016) (YABO, 2018).

A interação mais comum em MEF é o contato. Segundo Pfeiffer (2016) o contato é definido entre duas superfícies ou entre os nós e a superfície da anatomia. Os parâmetros de contato são definidos nas direções normal e tangencial e são baseados em testes biomecânicos e observações fenomenológicas.

As restrições de amarração são usadas para representar a fixação *in vivo* do tendão, do ligamento e/ou cartilagem ao osso ou outros materiais ao osso como por exemplo implantes (PFEIFFER, 2016).

Para a realização da simulação numérica pelo MEF da osteossíntese com placa e parafusos, tão importante quanto a definição das propriedades mecânicas e tribológicas dos materiais quanto a aplicação da força e deslocamentos do domínio é se estabelecer as condições de contorno incluindo as condições de contato entre os implantes e o osso, especialmente entre a superfície do parafuso e o osso. De acordo com a revisão bibliográfica realizada não há um padrão de definição do comportamento físico das interfaces osso-implante-parafuso. Zhang W *et al.* em seu estudo determinaram que a interface entre os parafusos e placa bloqueada como *tied*

(ligada) e a interface entre o implante e o osso como *frictional* (com fricção) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018). Zhang H *et al.* consideraram em seu estudo a interfaces dos parafusos e da placa de travamento como *tied* para simular a condição de travamento da placa bloqueada e o contato entre as superfícies da placa e o osso como *frictional* (ZHANG, HAO *et al.*, 2018). Li *et al.* consideraram em seu estudo o contato entre a placa e a superfície óssea foi considerada como *frictional* e o contato dos parafusos com o osso foram considerados fixos (LI, JIA *et al.*, 2019). Wang *et al.* consideraram os contatos entre os parafusos bloqueados e a placa e entre os parafusos e o osso como *bonded* sem movimentos de cisalhamento ou translação axial; o contato entre os fragmentos ósseos e a placa como *frictional* (WANG, JIE *et al.*, 2019). Zhang *et al.* consideraram todas as partes rosqueadas dos parafusos utilizados na fixação como superfícies lisas simplificando o modelo e consideraram os contatos dos parafusos com a placa como *tie* (ZHANG, WEI *et al.*, 2020). Wisanuyotin *et al.* consideraram a condição de interface entre a placa e o osso como *contact* e entre o parafuso e a placa como *bonded* (WISANUYOTIN *et al.*, 2020). Xia *et al.* em seu estudo considerou o contato entre o parafuso e o osso como *tie* e os contatos da placa como o osso, como *frictional* (XIA *et al.*, 2021). Blazevic *et al.* em seu estudo consideraram que o contato tipo tie foi aplicado entre parafuso bloqueado e o osso, parafuso bloqueado e a placa o pino de Schanz e o osso e entre a haste, o clamp e pino de Schanz (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022). Shams *et al.* em seu estudo consideraram que os parafusos não deveriam ter nenhum deslizamento em relação ao osso, sua interação foi completamente restrita; assim, as interfaces parafuso-osso e placa foram modeladas usando restrições de interface tipo *tie* (SHAMS *et al.*, 2022). Ding *et al.* consideraram o contato entre as interfaces entre o parafuso de suporte, parafuso de fixação e placa principal no modelo de placa bloqueada assim como no modelo de placa DHS como *bonded*. As interações entre rosca do parafuso/osso e parafuso/osso cortical foram usadas para imitar a força de retenção. Outras interfaces osso-parafuso e osso-osso foram assumidas como relação de contato superfície-superfície (DING *et al.*, 2022). Djuricic *et al.* consideraram em seu estudo que as interfaces osso/placa pode separar-se totalmente e deslizar sob uma dinâmica fator de atrito de entre osso e metal. As interfaces osso/cerne do parafuso foram consideradas *bonded* para simular o entrelaçamento ósseo em torno das roscas do parafuso. As interfaces placa/cabeça do parafuso foram consideradas *bonded* para imitar o intertravamento das roscas da cabeça do parafuso com as roscas do orifício da placa. Todas as interfaces tiveram

“*hard contact*”, sem nenhum elemento da malha foi penetrado. Não foi aplicada pré-tensão axial aos parafusos, pois eles foram travados, os quais são girados (não apertados) até que a cabeça do parafuso rosqueado assente no furo roscado da placa (DJURICIC *et al.*, 2022). Hu *et al.* em seu estudo consideraram como a interface entre osso e implante um coeficiente de atrito de 0,3 e a interface entre o osso cortical-esponjoso foi definido como *bonded*. A interface entre a barra e o clipe de travamento do implante foi definida como *tie* (HU *et al.*, 2022). He *et al.* determinaram em seu estudo que para simular a reconstrução da placa bloqueada, a superfície de contato placa-parafuso foi considerada com *tie*. A área de contato parafuso-fêmur foi considerada *frictional* com coeficiente de atrito de 1,0 (HE *et al.*, 2022). Lv *et al.* consideram em seu estudo o contato entre os parafusos e a placa como *tied* e que não havia interação entre o osso e a placa (LV *et al.*, 2022). Rostamian *et al.* em seu estudo definiram que o contato entre a interface da placa e os parafusos fosse considerada *locked*. A interface entre o cerne do parafuso e os furos no osso para uma condição de contato total foi considerada *tied*. A interação entre o osso trabecular e cortical foi considerada *tied* (ROSTAMIAN *et al.*, 2022). Li *et al.* definiu em seu estudo a condição de contato entre as diferentes partes do sistema (osso-osso e osso-placa) como sendo *frictional* (LI, MENG *et al.*, 2023). Yan *et al.* consideraram em seu estudo um contato direto entre as superfícies do osso e do implante como sendo do tipo *frictional*. O mecanismo de bloqueio do parafuso foi simulado assumindo que as superfícies de contato entre a placa e o parafusos compartilhavam nós comuns (YAN, BANGJI *et al.*, 2023). Pînzaru *et al.* consideraram em seu estudo o contato entre o osso e o implante como sendo do tipo *frictional* e o contato do parafuso com o osso uma interação de contato do tipo *bonded* (PÎNZARU *et al.*, 2023). Hinz *et al.* em seu estudo para simular uma fixação dinâmica da haste femoral proximal, consideraram um contato deslizante não linear entre a haste femoral proximal e o osso. A rosca do parafuso foi definida como completamente fixada no osso. Todos os outros contatos (traço da fratura, haste-parafuso) foram considerados contatos deslizantes (HINZ *et al.*, 2023). Wu *et al.* consideraram o modelo simplificado do parafuso como um cilindro usando a abordagem convencional e é limitado pelas configurações de atrito de contato. Para simular o efeito de travamento da placa com o parafuso na fixação interna da fratura fibular, o contato entre a placa e o parafuso é considerado *bonded*, garantindo uma conexão confiável sem afrouxamento. A relação de contato entre o osso e o parafuso é definida com *frictional* (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023). Jung *et al.*

consideraram em seu estudo um contato tipo *rough* entre os parafusos bloqueados e a placa e entre os parafusos bloqueados e a diáfise femoral. A interface entre o implante e o parafuso anti-rotação foi definida como *bonded*. Todas as outras interfaces entre o implante e os dois fragmentos de fratura foram consideradas *frictional*. Rosell-Pradas *et al.* em seu estudo considerou as interações como sendo do tipo *tie* que foram definidas como contato do osso cortical com o parafuso bloqueado, simulando uma rígida interação que a região rosqueada do parafuso promove com o osso. Interações do tipo *surface-to-surface* foram definidas para áreas que poderiam ter interação durante aplicação da carga como as zonas de contato entre o parafuso e o osso trabecular, a placa e o osso cortical (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023).

Wieding *et al.* realizaram um estudo com a investigação de diferentes métodos de modelagem numérica de parafusos com vistas melhorar sua diversidade de aplicações. Realizaram uma simulação computacional de uma fixação e estabilização de um grande defeito ósseo femoral segmentar por meio de placa e parafusos. Três diferentes técnicas de modelagem numérica para fixação de implantes foram utilizadas neste estudo: sem modelagem de parafuso, parafusos como elementos sólidos e parafusos como elementos estruturais. Este último oferece a possibilidade de implementar parafusos gerados automaticamente com geometria variável em modelos elementos finitos arbitrários. Os parafusos estruturais foram gerados parametricamente no software *Abaqus®* em um fêmur com malha tetraédrica e hexaédrica. A precisão dos modelos de elementos finitos foi confirmada por testes experimentais utilizando um fêmur composto com defeito segmentar e uma placa e parafusos idênticos para estabilização primária com parafusos de titânio. Tanto a deflexão da cabeça femoral quanto a alteração do *gap* foram medidas com sistema de medição óptica com precisão de aproximadamente 3 mm. Para as técnicas de modelagem de parafusos foi encontrada uma correlação suficiente de aproximadamente 95% entre a análise numérica e experimental. Além disso, usando elementos estruturais para modelagem de parafusos, o tempo computacional foi reduzido em aproximadamente 85% usando elementos hexaédricos em vez de elementos tetraédricos para malhas de fêmur. Os autores concluem que a modelagem do parafuso gerada automaticamente oferece uma simulação realista da fixação da osteossíntese com parafusos no estoque ósseo adjacente e pode ser usada para investigações adicionais (WIEDING *et al.*, 2012)

Inzana, Varga et Windolf. realizaram um estudo que desenvolveu e avaliou uma técnica para aproximação do comportamento de um parafuso rosqueado a um cilindro liso com as roscas representadas implicitamente por meio de condições de contato interfacial. Este modelo pseudo-rosqueado foi calibrado comparando-se com simulações que modelaram explicitamente a geometria da rosca com contato friccional. Uma análise paramétrica foi realizada com um sistema de parafuso único, cinco direções de carga e três módulos de elasticidade que abrangem a faixa de osso esponjoso (200, 600 e 1.000 MPa). O modelo pseudo-roscado foi comparado com uma interface colada para examinar três configurações diferentes de parafusos fixados em uma fratura do úmero proximal em 3 partes em 10 pacientes. No sistema de parafuso único no osso, o modelo pseudo-rosqueado previu o deslocamento do parafuso o modelo explicitamente rosqueado com diferença de 1 a 5% e estimou as distribuições e magnitudes de deformação com mais precisão do que uma interface ligada. No entanto, as comparações relativas da estabilidade do implante entre as três configurações diferentes de parafusos no úmero proximal não foram afetadas pela escolha do modelo para a interface osso-parafuso. Os autores concluem que a interface colada poderia servir como uma metodologia mais eficiente para fazer comparações relativas entre implantes que utilizam o mesmo perfil de rosca (INZANA; VARGA; WINDOLF, 2016)

A simulação numérica com análise pelo MEF torna-se um recurso cada vez mais explorado na otimização mecânica e topológica servindo como ensaio pré-clínico no desenvolvimento de novos *designs* de implantes ortopédicos como constatado na revisão bibliográfica realizada. Vários artigos da revisão bibliográfica realizada descreveram desenvolvimento tecnológico de novos modelos de implantes ortopédicos. Zhou *et al.* descrevem um sistema para tratamento de fraturas diafisárias cominutivas do fêmur. Estes pesquisadores desenvolveram uma placa de correr sobre a placa bloqueada que fixa segmentos ósseos com um parafuso anterior e outro posterior (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017). Zhang *et al.* descrevem um modelo de placa bloqueada mais estreita e curta associada ao uso da placa LISS lateral no tratamento de fraturas AO/OTA 33-C2. Os autores concluem que o uso de dupla placa nas fraturas distais do fêmur principalmente nas fraturas instáveis com envolvimento articular proporciona maior rigidez da fixação destas fraturas (ZHANG, WEI *et al.*, 2018). O mesmo autor em 2020 realizou um estudo com uso de MEF que avaliou as vantagens e desvantagens do uso de uma placa bloqueada com multifuros e

multidireções (com divergência dos parafusos do centro da cortical) comparado ao uso de placa bloqueada tradicional como “*augmentation plate*” sobre a haste intramedular bloqueada no tratamento da pseudoartrose da diáfise do fêmur. Foi analisado a distribuição de tensão, tensão máxima de von Mises e deslocamento do local da pseudoartrose após aplicação de carga axial e torcional. Os autores verificaram que a placa multifuros e multidireções de 8 parafusos proximais (2 fileiras de 4 parafusos paralelos) e 8 distais (2 fileiras de 4 parafusos paralelos) com parafusos mais próximos do foco da pseudoartrose apresentaram melhor desempenho mecânico com menor deslocamento dos fragmentos. Os autores concluíram que este *design* de placa possui vantagens biomecânicas comparado a placa bloqueada convencional como “*augmentation plate*” sobre a haste intramedular bloqueada no tratamento da pseudoartrose da diáfise do fêmur (ZHANG, WEI *et al.*, 2020). Xia *et al.* descrevem um estudo biomecânico com análise pelo MEF de métodos de fixação de fratura do colo femoral com utilização de placa e parafusos. Foi projetado um novo *design* de placa com ranhura deslizante como substituição de placa bloqueada usada como placa de sustentação medial. Ambas as placas são usadas em combinação ao uso de parafusos canulados de compressão. Este novo *design* tem por objetivo reduzir a quebra do parafuso de bloqueio proximal durante a consolidação óssea. Neste estudo ainda foi comparado aos dois modelos de placa um novo método de fixação chamado de sistema de fixação do colo femoral. Foi aplicada uma carga de 2.100N na cabeça femoral no eixo mecânico do membro inferior. Foi analisado tensão máxima de von Mises, deslocamento máximo dos implantes e dos fragmentos ósseos e rigidez das fixações. Estes autores concluíram que o novo *design* de placa com ranhura deslizante possui melhor desempenho mecânico comparada a placa bloqueada convencional e ao sistema de fixação do colo femoral (XIA *et al.*, 2021). Wang *et al.* realizaram um estudo para investigar o efeito biomecânico dos diferentes desenhos diagonais do parafuso em um novo design de uma placa calcânea para fixação de osteotomia do calcâneo com deslocamento medial usando análise MEF, teste mecânico e medição de correlação de imagem digital. Foram estabelecidos quatro grupos: grupo controle (Grupo 1), parafuso não diagonal (Grupo 2), grupos de parafusos com uma diagonal (Grupo 3) e grupos de parafusos com duas diagonais (Grupo 4). Para análise pelo MEF, uma carga de 450 N foi aplicada na parte anterior do processo do calcâneo de cima para baixo. Foram observados a tensão no osso cortical e esponjoso do calcâneo ao redor do implante,

da própria placa e dos parafusos. Além disso, foi realizado teste de biomecânica *in vitro* para investigar a rigidez da estrutura após a fixação da placa com método de imagem para observar o deslocamento da estrutura do calcâneo após força externa. Os autores concluem que para reduzir a concentração de tensão e melhorar a estabilidade geral, recomenda-se mais de um design de parafuso diagonal e o design dos parafusos com duas diagonais será superior. Este estudo forneceu referências biomecânicas para posterior projeto de implantes para prevenir falha clínica após osteotomia do calcâneo com deslocamento medial (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021). Wang *et al.* realizaram um estudo que investigou uma nova estratégia para manufatura de placa de baixo perfil para osteossíntese minimamente invasiva de fraturas distais da tíbia. Seguindo a estrutura do osso trabecular do animal, utilizamos métodos matemáticos topológicos para redesenhar o *layout* do material do dispositivo de fixação para cumprir o *design* leve desejado dentro de determinadas condições de contorno. Após análise pelo MEF os resultados mostraram que este método pode manter a estabilidade da placa original após uma redução no volume original em 30%, e as diferenças na deformação das placas e do deslocamento máximo dos nós entre os construtos não foram estatisticamente significativas ($p > 0,05$). Os autores concluem que a topologia otimização oferecem uma maneira possível de melhorar a capacidade de proteção dos tecidos moles enquanto garantindo a segurança na manufatura da placa reduzindo o volume dos implantes (WANG, MIAN *et al.*, 2022). Ding *et al.* desenvolveram um novo método de fixação extramedular de fraturas intertrocantericas chamado de placa de fixação com suporte em triângulo com intuito de reduzir as complicações pós-operatórias em cirurgias de fratura intertrocantericas. O objetivo do estudo foi avaliar o desempenho biomecânico do DHS comparado ao novo *design*. A tensão de von Mises, tensão principal máxima, tensão principal mínima e deslocamento foram utilizados para avaliar o efeito biomecânico dos dois implantes utilizando análise pelo MEF. Sob uma carga axial de 600N, a tensão máxima e o deslocamento de uma região proximal intacta fêmur foram 13,78 MPa e 1,33 mm, respectivamente. As tensões máximas do osso no fixado com o novo *design* foram 35,41 MPa e 68,97 MPa para o tratamento das fraturas intertrocantericas tipo I e IV de Evans, respectivamente, que foram inferiores aos do DHS. O deslocamento total máximo e a distância relativa da superfície de fratura no modelo de fixação DHS foi de 1,66 mm e 0,10 mm para tratamento da fratura intertrocanterica de Evans tipo I, que foi de 29,59% e 150% maior do que no novo *design*, e foram 2,24 mm e 0,75 mm

para o tratamento de Evans tipo IV fratura intertrocanterica, que foi 42,58% e 650% maior que a do novo *design*. Os autores concluem que o novo *design* tem vantagens na distribuição de tensões e estabilidade que o DHS, constituindo uma opção promissora para o tratamento das fraturas intertrocanterica (DING *et al.*, 2022). Djuricic *et al.* realizaram um estudo de “prova de conceito” de um projeto de uma nova placa percutânea para tratamento das fraturas da tíbia proximal. Simulações de elementos finitos geraram curvas de projeto para rigidez geral, tensão óssea e do implante e deslocamento interfragmentário usando 3 tipos de fixação (com uso de parafuso de suporte) sobre uma faixa de módulos elasticidade (E_p) da placa (5 a 200 GPa). Combinando os critérios de otimização estabelecidos para melhorar formação de calo ósseo ($0,2 \text{ mm} \leq \text{deslocamento interfragmentário axial} \leq 1 \text{ mm}$; cisalhamento/movimento interfragmentário axial proporção $< 1,6$), diminuir a proteção contra tensão (tensão óssea sob a placa proposta $>$ tensão óssea sob uma placa tradicional titânio ou placa de aço) e reduzir a quebra do parafuso de aço (tensão máxima do parafuso $<$ tensão de tração final do aço) resultou em recomendações de projeto de placa: $172,6 \leq E_p < 200 \text{ GPa}$ (sem parafuso de suporte), $79,8 \leq E_p < 100 \text{ GPa}$ (1 parafuso de suporte) e $4,9 \leq E_p < 100 \text{ GPa}$ (2 parafusos de suporte). Os autores concluíram que um protótipo desta placa poderia ser feito de materiais usados atualmente ou propostos para implantes ortopédicos, como polímeros, polímeros reforçados com fibras, laminados de fibra metálica, espumas metálicas ou ligas com memória de forma (DJURICIC *et al.*, 2022). Gao *et al.* projetaram uma placa específica para tratamento da fratura da tíbia proximal posterolateral combinado com colapso lateral posterior. Neste estudo, foi realizada uma análise pelo MEF para comparar as características biomecânicas de dois métodos de fixação interna para fratura posterolateral do platô tibial. Foi analisado o efeito de suporte da nova placa de aço para fixação posterolateral. Foram estabelecidos dois modelos de TPF complexos. O modelo A foi fixado com o novo tipo de placa e o modelo B foi fixado sem a placa apenas com parafusos de tração. Três cargas axiais de 500, 1.000 e 1.500 N foram aplicadas usando MEF nos dois modelos de fratura (A e B) para analisar os dados. No modelo A, o deslocamento máximo em 500, 1.000 e 1.500 N foi 0,086, 0,17 e 0,25 mm, respectivamente; a tensão máxima do bloco ósseo foi de 11,285, 20,648 e 29,227 MPa, respectivamente; e a deformação máxima do bloco ósseo foi 0,0012, 0,007 e 0,003 mm, respectivamente. O deslocamento máximo da fixação interna foi de 0,097, 0,187 e 0,28 mm, respectivamente; a tensão máxima foi de 69,54, 112,1 e 155,71

MPa, respectivamente; e a deformação máxima foi 0,0006, 0,001 e 0,001 mm, respectivamente. No modelo B, o deslocamento máximo das fraturas em 500, 1.000 e 1.500 N foi de 0,16, 0,3 e 0,4 mm, respectivamente; a tensão máxima do bloco ósseo foi 6,5, 12,5 e 18,8 MPa, respectivamente; e a deformação máxima do bloco ósseo foi 0,003, 0,007 e 0,01 mm, respectivamente. O deslocamento máximo do parafuso foi 0,14, 0,27 e 0,40 mm, respectivamente; a tensão máxima foi de 48,9, 92,2 e 135,2 MPa, respectivamente; e a deformação máxima foi 0,0004, 0,0008 e 0,001 mm, respectivamente. Os autores concluíram que o método de fixação com este tipo de placas e parafusos pode substituir outros métodos que utilizam duas placas para fixação de fratura complexas posterolaterais do platô tibial (GAO, SHIJIE *et al.*, 2022).

Hu *et al.* realizaram um estudo onde compararam os comportamentos biomecânicos do fixador de travamento em ponte espacial (FTPE), placa de travamento único (PTU) e placa de travamento duplo (PTD) para fraturas AO/OTA 32-A3.2 utilizando análise pelo MEF e ensaios biomecânicos com corpos de prova utilizando modelos ósseos de fêmur sintéticos (Sawbones®). Os domínios sofreram carregamento axial de 700 N. A tensão de von Mises e o movimento interfragmentário foram analisados comparativamente nas três configurações citadas. No equipamento de ensaio mecânico foram avaliados 30 corpos de prova (cinco corpos de prova de cada configuração para cada teste aleatoriamente) foram aplicadas carga axial e torcional sendo registrados e analisados o movimento interfragmentário, ângulo de torção, rigidez e carga final. O experimento indicou que os movimentos interfragmentares axiais foram de $0,44 \pm 0,23$ mm (FTPE), $1,02 \pm 0,40$ mm (PTU) e $0,07 \pm 0,07$ mm (PTD) ($p < 0,001$). O movimento interfragmentário axial do grupo FTPE teve a maior probabilidade (79,26%) de se enquadrar na faixa ideal (0,2 - 0,8 mm), e os grupos PTU e PTD tiveram probabilidades de 27,10% e 3,14%, respectivamente. Concluíram os autores que a estrutura FTPE pode apresentar melhor desempenho biomecânico em comparação com PTU e PTD em proporcionando melhor quantidade e movimento interfragmentário mais simétrico para fraturas AO/OTA 32A32 (HU *et al.*, 2022).

Chen *et al.* realizaram um estudo para avaliar as alterações biomecânicas no fêmur (stress/tensão) após fixação com placa bloqueada de fratura periprotética de prótese total do quadril tipo Vancouver tipo B1. Foram analisados pelo MEF 3 fêmures cadavéricos. Este estudo investigou o impacto nas deformações ósseas, transferência de carga e rigidez local, que foi comparada entre modelos. Os modelos foram submetidos a inserção de placa bloqueada para tratamento de fratura periprotética do

quadril com fixação diafisária até os côndilos femorais. Sob carga de marcha simulada, as construções que abrangem o côndilo dos sistemas de placas demonstraram diminuir as tensões ósseas ao redor dos parafusos de fixação distal (até redução de 24,8% na deformação principal máxima e redução de 26,6% na deformação principal mínima) e na diáfise metafisária distal do fêmur (até 15,9% e reduções de 25,7% na pressão principal máxima e mínima, respectivamente), onde fraturas ósseas secundárias são normalmente relatadas. Na diáfise distal e eixo metafisário do fêmur, os modelos analisados pelo MEF com fixação até o côndilo mostraram aumentar a rigidez compressiva (até 152,9% de aumento sob carga de marcha simulada) e diminuir a transferência de carga compressiva (diminuições de 37,1% sob carga de marcha simulada). Os autores concluíram que estes dados podem ser indicativo da redução dos riscos de fraturas secundárias após fixação de fraturas periprotéticas da região proximal do fêmur (CHEN, XIANG *et al.*, 2022). Lv *et al.* realizaram um estudo biomecânico no tratamento de fraturas do calcâneo propondo uma nova “fixação de ponto duplo” (com uso de placa bloqueada volar em T de rádio distal) comparando sua estabilidade biomecânica com a tradicional “fixação de três pontos” (com uso de placa bloqueada anatômica de calcâneo). Em modelo 3D do pé foi modelada uma fratura de calcâneo Sanders tipo IIIAB a partir de TC. A distribuição de tensão, deslocamento da fratura e alteração do ângulo de Böhler e ângulo de Gissane foram estimados por uma simulação de caminhada usando análise pelo MEF, e as previsões entre a fixação de ponto duplo e de três pontos foram comparadas nos instantes de impacto do calcanhar, apoio médio e impulso. A fixação de ponto duplo demonstrou menor estresse ósseo (103,3 vs. 199,4 MPa), mas maior tensão do implante (1.084,0 vs. 577,9 MPa). O deslocamento do modelo de ponto duplo foi superior à fixação de três pontos (3,68 vs. 2,53 mm). O deslocamento da faceta articular posterior (0,127 vs. 0,150 mm) e as alterações do ângulo de Böhler (0,9° vs. 1,4°) e o ângulo de Gissane (0,7° vs. 0,9°) na fixação em duplo ponto foram comparativamente mais baixas. A fixação de ponto duplo por placa volar do rádio distal demonstrou estabilidade de fixação suficiente e favorável e menor risco de estresse pós-operatório na fratura, que pode potencialmente servir como uma nova modalidade de fixação para o tratamento de fraturas intra-articulares desviadas do calcâneo (LV *et al.*, 2022). Yan *et al.* descreveram um estudo de desenvolvimento de uma nova placa bloqueada de suporte denominada placa da coluna medial e posterior para tratamento das fraturas simultâneas do planalto tibial medial e póstero-lateral. Foi

realizado análise pelo MEF para determinar as características biomecânicas do novo método de fixação. Foram analisados o novo design comparando a uma fixação com placa bloqueada medial associada a placa bloqueada posterolateral. Para simular o estresse axial da articulação do joelho na vida cotidiana, foram aplicadas forças axiais com 100, 500, 1000 e 1500 N e avaliado o deslocamento e tensão dos sistemas. Os valores de deslocamento máximo e tensão de von Mises do novo design de placa foram significativamente menores do que no modelo de fixação com a placa bloqueada medial associada a placa bloqueada posterolateral, exceto para os valores de tensão de cisalhamento máximo. Os autores concluíram que o novo design de placa mostrou benefício na melhoria da estabilidade das fraturas simultâneas do planalto tibial medial e posterolateral, em comparação com as fraturas tradicionais de sistema de fixação com dupla placa. No entanto, deve-se prestar atenção à tensão de cisalhamento excessiva em torno dos furos dos parafusos. para evitar microfratura trabecular e afrouxamento do parafuso (YAN, BANGJI *et al.*, 2023). Pînzaru *et al.* em seu estudo descrevem o desenvolvimento de um novo método de fixação intramedular para I fraturas do calcâneo intra-articulares desviadas chamado de sistema C-Nail®. O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho biomecânico do Sistema C-Nail® e compará-lo com a fixação convencional de placas para tratamento de fraturas intra-articulares do calcâneo usando análise pelo MEF. Foram analisados o sistema C-Nail® e uma placa de bloqueio do calcâneo. Foram aplicadas cargas verticais de 350 N e 700 N às superfícies da articulação subtalar para simular suporte de peso e suporte de peso total. Foram analisadas a rigidez de construção, deformação total e tensão de von Mises. A tensão máxima no sistema C-Nail® foi menor em comparação com a placa (110 MPa versus 360 MPa). Ao nível ósseo a tensão apresentou valores mais elevados no caso da placa em comparação com o sistema C-Nail®. Os autores concluíram que o sistema C-Nail® pode fornecer estabilidade suficiente, tornando-se uma opção viável para o tratamento de fratura intra-articular desviada do calcâneo (PÎNZARU *et al.*, 2023).

A maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada analisam a tensão de escoamento máxima de von Mises com padrão de análise de rigidez da osteossíntese. Desta forma, se priorizou a análise da tensão dos implantes como critério maior de rigidez mecânica dos domínios osso-implantes em detrimento do deslocamento entre os fragmentos ósseos. Apenas 10 estudos analisaram o deslocamento relativo dos fragmentos ósseos. Fan *et al.* analisaram o deslocamento dos fragmentos ósseos da

fratura da extremidade distal do fêmur e a tensão máxima de von Mises dos implantes e concluíram que a placa bloqueada de fêmur personalizada proporcionou maior resistência mecânica (diminuição de 9% na tensão máxima de von Mises) e melhor eficiência de consolidação da fratura (aumento de 11% na relação de volume) do que a placa bloqueada femoral tradicional correspondente. Esse estudo indica que uma placa bloqueada de fêmur personalizada ideal consistiria de parafusos de bloqueio bicorticais, material Ti_6Al_4V , espessura da placa de 4,75 mm com gap da fratura de 2 mm e um gap de interface de 1 mm (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017). Chen *et al.* em seu estudo sobre um novo *design* de placa bloqueada para tratamento de fratura do platô tibial lateral avaliou a aplicação de força axial (100, 500, 1.000 e 1.500N) simulando carga compressiva que atuam sobre a tíbia durante atividades diárias. Foram desenvolvidos dois novos *designs* de placas para tratamento de fraturas do planalto tibial lateral envolvendo os quadrantes anterolateral e posterolateral. O deslocamento relativo dos fragmentos foi medido ao longo da linha de fratura nos eixos x, y e z. Estes autores concluem que o deslocamento relativo dos fragmentos posterolaterais é diferente quando se utiliza placa anterolateral e a placa posterolateral, o que deve ser considerado na escolha dos implantes para diferentes fraturas do planalto posterolateral (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017). Anwar *et al.* analisaram métodos de fixação de fratura do maléolo posterior com as seguintes combinações: dois parafusos de sentido ântero-posteriores (AP), dois parafusos de sentido pósterio-anteriores (PA) e uma placa posterior com formato de trevo fixada com 3 parafusos proximais e 4 parafusos distais ao traço da fratura. Foram simuladas cargas de 500, 1.000 e 1.500 N aplicadas a tíbia distal sendo a extremidade proximal fixada em todos os graus de liberdade. Foram analisados a tensão de von Mises, o micromovimento relativo da fratura e o deslocamento vertical do fragmento da fratura. O valor médio do deslocamento vertical no grupo da placa posterior (0,52 mm) foi inferior ao grupo de parafusos AP (0,68 mm) e grupo de parafusos PA (0,69 mm). O resultado do grupo da placa apresentou uma diferença estatisticamente significativa do micromovimento relativo ($P < 0,05$). Concluíram estes autores que a placa posterior é biomecanicamente o método de fixação mais estável para fixação da fratura do maléolo posterior (ANWAR *et al.*, 2018). Chen *et al.* realizaram um estudo para analisar o comportamento mecânico da fixação da fratura metafisária proximais da tíbia extra-articulares. Foi aplicado uma carga compressiva axial no joelho de 2.500N com uma distribuição de 60% para o compartimento medial, enquanto a extremidade

distal foi fixada., simulando a marcha durante o apoio unipodal. A tensão máxima de von Mises e o deslocamento do modelo foram analisados. O valor máximo equivalente da tensão de von Mises do sistema no modelo com haste intramedular foi de 293,23 MPa, o que foi maior em comparação com o modelo de fixação com dupla placa bloqueada (147,04 MPa). A tensão média do modelo em o modelo com haste intramedular (9,25 MPa) foi superior ao do sistema de fixação dupla placa bloqueada em termos de tensão de von Mises equivalente ($P < 0,0001$). O valor máximo de deslocamento no sistema com haste intramedular foi de 8,82 mm, valor inferior do que no sistema de fixação com dupla placa bloqueada (9,48 mm). Os autores concluem que a estabilidade proporcionada pelo sistema de fixação com dupla placa bloqueada foi superior ao sistema de fixação da haste intramedular e serviu como alternativa de fixação para as hastes tibiais proximais extra-articulares fraturas de pacientes jovens (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018). Zhang *et al.* realizaram um estudo com uso de MEF que avaliou as vantagens e desvantagens do uso de uma placa bloqueada com multifuros e multidireções comparado ao uso de placa bloqueada tradicional como “*augmentation plate*” sobre a haste intramedular bloqueada no tratamento da pseudoartrose da diáfise do fêmur. Foi analisado a distribuição de tensão, tensão máxima de von Mises e deslocamento do local da pseudoartrose após aplicação de carga axial e torcional. Os autores verificaram que a placa multifuros e multidreções de 8 parafusos proximais e 8 distais com parafusos mais próximos do foco da pseudoartrose apresentaram melhor desempenho mecânico com menor deslocamento dos fragmentos. Os autores concluíram que este *design* de placa possui vantagens biomecânicas comparado a placa bloqueada convencional como “*augmentation plate*” sobre a haste intramedular bloqueada no tratamento da pseudoartrose da diáfise do fêmur (ZHANG, WEI *et al.*, 2020). Xia *et al.* descrevem um estudo biomecânico com análise pelo MEF de métodos de fixação de fratura do colo femoral com utilização de placa e parafusos. Foi projetado um novo *design* de placa com ranhura deslizante como substituição de placa bloqueada usada como placa de sustentação medial. Ambas as placas são usadas em combinação ao uso de parafusos canulados de compressão. Este novo *design* tem por objetivo reduzir a quebra do parafuso de bloqueio proximal durante a consolidação óssea. Neste estudo ainda foi comparado aos dois modelos de placa um novo método de fixação chamado de sistema de fixação do colo femoral. Uma carga de 2.100N foi aplicada ao eixo mecânico na cabeça femoral. Parâmetros de tensão máxima de von Mises dos

implantes, deslocamento máximo dos implantes e do osso, deslocamento relativo dos fragmentos foram analisados. Parafusos canulados associados a placa bloqueada e ao novo design de placa apresentaram maior rigidez e menor deslocamento do implante e dos ossos comparados com fixação somente com parafusos canulados e com o sistema de fixação do colo femoral (XIA *et al.*, 2021). Ferre *et al.* realizaram uma análise estrutural de osteossíntese de fratura do platô tibial utilizando MEF comparando 2 métodos de fixação de uma fratura bicondilar. Foram simuladas osteossíntese de fratura do platô tibial tipo Schatzker V com dupla placa LC-DCP (*low contact dynamic compression plate*) e LCP (*locked compression plate*). Foram empregados métodos computacionais para obter um modelo ósseo acurado com propriedades não homogêneas. O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento mecânico dos fragmentos ósseos após a aplicação da carga simulando o apoio monopodálico na descida de uma escada. Após a modelagem do osso virtual constatou-se que este possuía as propriedades mecânicas anisotrópicas do osso real. A medida do deslocamento ósseo dos fragmentos foi analisada mostrando que ambos os métodos foram efetivos. O deslocamento dos fragmentos no modelo com LCP (*locked compression plate*) foram maiores em valores absolutos, mas apresentaram melhor comportamento mecânico pois a força aplicada ao osso se dissipou de maneira mais homogênea levando os fragmentos a se deslocarem em bloco com menor cisalhamento entre eles (FERRE *et al.*, 2022). Djuricic *et al.* realizaram um estudo de “prova de conceito” de um projeto de uma nova placa percutânea para tratamento das fraturas da tíbia proximal. Simulações de elementos finitos geraram curvas de projeto para rigidez geral, tensão óssea e do implante e deslocamento interfragmentário usando 3 tipos de fixação (com uso de parafuso de suporte) sobre uma faixa de módulos elasticidade (E_p) da placa (5 a 200 GPa). Combinando os critérios de otimização estabelecidos para melhorar formação de calo ósseo ($0,2 \text{ mm} \leq \text{deslocamento interfragmentário axial} \leq 1 \text{ mm}$; cisalhamento/movimento interfragmentário axial proporção $< 1,6$), diminuir a proteção contra tensão (tensão óssea sob a placa proposta $>$ tensão óssea sob uma placa tradicional titânio ou placa de aço) e reduzir a quebra do parafuso de aço (tensão máxima do parafuso $<$ tensão de tração final do aço) resultou em recomendações de projeto de placa: $172,6 \leq E_p < 200 \text{ GPa}$ (sem parafuso de suporte), $79,8 \leq E_p < 100 \text{ GPa}$ (1 parafuso de suporte) e $4,9 \leq E_p < 100 \text{ GPa}$ (2 parafusos de suporte). Os autores concluíram que um protótipo desta placa poderia ser feito de materiais usados atualmente ou propostos para

implantes ortopédicos, como polímeros, polímeros reforçados com fibras, laminados de fibra metálica, espumas metálicas ou ligas com memória de forma (DJURICIC *et al.*, 2022). Hu *et al.* realizaram um estudo onde compararam os comportamentos biomecânicos do fixador de travamento em ponte espacial (FTPE), placa de travamento único (PTU) e placa de travamento duplo (PTD) para fraturas AO/OTA 32-A3.2 utilizando análise pelo MEF e ensaios biomecânicos com corpos de prova utilizando modelos ósseos de fêmur sintéticos (Sawbones®). Os domínios sofreram carregamento axial de 700 N. A tensão de von Mises e o deslocamento interfragmentário foram analisados comparativamente nas três configurações citadas. No equipamento de ensaio mecânico foram avaliados 30 corpos de prova (cinco corpos de prova de cada configuração para cada teste aleatoriamente) foram aplicadas carga axial e torcional sendo registados e analisados o deslocamento interfragmentário, ângulo de torção, rigidez e carga final. O experimento indicou que os deslocamentos interfragmentares axiais foram de $0,44 \pm 0,23$ mm (FTPE), $1,02 \pm 0,40$ mm (PTU) e $0,07 \pm 0,07$ mm (PTD) ($P < 0,001$). O deslocamento interfragmentário axial do grupo FTPE teve a maior probabilidade (79,26%) de se enquadrar na faixa ideal (0,2 - 0,8 mm), e os grupos PTU e PTD tiveram probabilidades de 27,10% e 3,14%, respectivamente. Concluíram os autores que a estrutura FTPE pode apresentar melhor desempenho biomecânico em comparação com PTU e PTD em proporcionando melhor quantidade e movimento interfragmentário mais simétrico para fraturas AO/OTA 32A32 (HU *et al.*, 2022). Rossel-Pradas *et al.* realizaram um estudo biomecânico por meio análise por MEF da estabilidade da osteossíntese de fraturas femorais nas zonas 4 e 5 de Wiss (diáfiso-metafisárias e metafisárias distais) utilizando placas bloqueadas com diferentes comprimentos de placa e diferentes configurações de parafusos, analisando o efeito da proximidade do parafuso ao local da fratura. O estudo foi focado no pós-operatório imediato, sem qualquer processo de cicatrização biológica. Os resultados obtidos mostram que osteossínteses mais estáveis foram obtidas utilizando placas mais curtas. Nos casos de placas mais longas, resulta mais conveniente dispor os parafusos de forma que os superiores fiquem mais próximos do local da fratura; em fraturas instáveis com grandes gaps (20 mm) estabilizadas por meio de placa longa e colocação apenas dos parafusos mais proximais, aparecem deslocamentos e forças de cisalhamento significativos com níveis que podem ser inaceitáveis para a consolidação da fratura (ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023).

2.3 Tecnologia CAM

As tecnologias de manufatura aditiva de implantes ortopédicos se baseiam na tecnologia CAD/CAM onde um protótipo é criado em ambiente CAD (arquivos 3D do modelo ósseo e dos implantes no formato .stl) são exportados para um *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 equipamentos de MA (RANKIN *et al.*, 2018). A partir desta fase os objetos 3D são confeccionado por meio de processos específicos de manufatura aditiva de metais utilizando programas CAM (TILTON *et al.*, 2021). As principais tecnologias utilizadas na manufatura de implantes ortopédicos são *Binder-jetting*, métodos de fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion Methods* - PBFM) com feixes de elétrons (*Electron Beam Melting* - EBM) ou laser (*Selective Laser Sintering* - SLS, *Selective Laser Melting* – SLM, *Direct Metal Laser Sintering* - DMLS), deposição com energia direta (*Direct Energy Deposition* - DED) usando laser ou feixes de elétrons e extrusão de material (*Fused Deposition Modeling* - FDM) (TILTON *et al.*, 2021) (MENG *et al.*, 2023).

Há ainda tecnologias cujo aplicação atualmente na área de ortopedia é a confecção de modelos anatômicos de alta complexidade e protótipos de implantes como a Estereolitografia (SLA), Processamento Digital de Luz (DLP) e Processamento Digital Contínuo de Luz/Produção Contínua de Interface Líquida (CDLP/CLIP) (PAGAC *et al.*, 2021)(LI, BINGLONG *et al.*, 2022).

Os principais materiais utilizados na manufatura aditiva de implantes ortopédicos são: Aço Inox AISI316L, liga de cromo-cobalto (CoCr), liga de titânio (Ti6Al4V), ligas de tântalo (Ta) e Polietere tercetona (PEEK) (NI *et al.*, 2019) (AIMAR; PALERMO; INNOCENTI, 2019) (PAGAC *et al.*, 2021) (TILTON *et al.*, 2021) (TAMAYO *et al.*, 2021) (LI, BINGLONG *et al.*, 2022) (ROUF *et al.*, 2022) (WU, YUANHAO *et al.*, 2023) (MENG *et al.*, 2023).

O uso mais comum da tecnologia de MA com a técnica EBM é a confecção de implantes ortopédicos como próteses não convencionais (TAMAYO *et al.*, 2021). Há poucos estudos descritos na literatura com manufatura com a técnica EBM na confecção de implantes ortopédicos como próteses de substituição de ossos: prótese de clavícula (FAN, HONGBIN *et al.*, 2015), prótese de escápula (FAN, HONGBIN *et al.*, 2015), prótese de corpo vertebral (XU, NANFANG *et al.*, 2016) (KIM *et al.*, 2017) (CHUNG *et al.*, 2019) (DONG *et al.*, 2020) (JIAN *et al.*, 2022) , prótese de calcâneo

(THOMPSON, 2018), prótese de semilunar (MA, ZHEN JIANG *et al.*, 2020), prótese do talus (MU *et al.*, 2021). No tratamento de falhas ósseas cavitárias com uso de prótese não convencional da pelve (FAN, HONGBIN *et al.*, 2015) (WANG, SHANSHAN *et al.*, 2017) (ZHAO *et al.*, 2018) (XU, LIN *et al.*, 2021) (PARK *et al.*, 2021). No tratamento de falha óssea segmentar com uso de prótese não convencional intercalar da proximal da tíbia (LU, MINXUN; LI; *et al.*, 2018) (ZHANG, YUQI *et al.*, 2021), prótese não convencional intercalar da extremidade distal do fêmur (LIU, WEIJIAN *et al.*, 2020). Com o uso de prótese de substituição articular: prótese não convencional de joelho (LUO, WENBIN *et al.*, 2017), prótese não convencional de punho (LU, MINXUN; MIN; *et al.*, 2018), prótese não convencional de ombro (ZOU *et al.*, 2018) (LIANG, HAIJIE *et al.*, 2022), prótese não convencional de cotovelo (WU, NAICHAO *et al.*, 2020), prótese convencional primária do quadril (HUANG, YONG *et al.*, 2021). E como implante ortopédico como implante metálico para tratamento de osteonecrose da cabeça femoral (ZHANG, YING *et al.*, 2018), *cage* para fusão de corpos vertebrais cervicais (JIN *et al.*, 2021).

A tecnologia de MA tem sido usada para o aprimoramento e desenvolvimento de novos materiais e *designs* de implantes ortopédicos com perspectiva de aumento progressivo na participação do processo de fabricação. Em seu capítulo, (TILTON; LEWIS; MANOGHARAN, 2018) apontam que a MA é a candidata ideal para se tornar a próxima geração de projeto e manufatura de implantes ortopédicos. Segundo estes autores, quando comparado aos processos tradicionais, o AM oferece vantagens únicas para produzir economicamente lotes de pequeno volume (algumas poucas unidades) de produtos altamente complexos. Uma vez que MA não requer design e/ou material dependente de ferramentas (por exemplo, gabaritos e instrumentais). Além disto, a possibilidade de “personalização” de implantes de especificações variadas pode se tornar economicamente viável com o aumento da produção de implantes não convencionais. Finalmente, a liberdade de design que pode ser facilmente alcançada por meio da tecnologia AM que permite a introdução de estruturas porosas para crescimento ósseo e fixação biológica de implantes.

Atualmente, os implantes metálicos desenvolvidos com tecnologia de MA são amplamente utilizados em cirurgias ortopédicas, incluindo fixação de fraturas, artrodese de coluna vertebral, substituição articular não convencionais como artroplastia total de quadril (ATQ) e artroplastia total de joelho (ATJ), tratamento de falhas ósseas geradas por cirurgias de ressecção de tumores ósseos. Esta tecnologia

emprega uma técnica avançada de fabricação digital sendo capaz de produzir componentes com estruturas complexas e precisas, oferecendo oportunidades de personalização acurada. Para o desenvolvimento e criação de implantes personalizados é necessário a utilização de imagens médicas como TC, RM possibilita o emprego da MA na criação de implantes customizados com a mimetização das estruturas anatômicas dos tecidos lesionados. Desta forma, a tecnologia de impressão 3D na área de implantes ortopédicos permite a criação de *designs* com estruturas que podem não apenas eliminar o efeito de *stress shielding*, mas também melhorar a biocompatibilidade e funcionalidade *in vivo* (WU, YUANHAO *et al.*, 2023) (MENG *et al.*, 2023).

Aimar *et al.* em seu estudo sobre o papel da MA em aplicações médicas descreve os principais potenciais de utilização desta tecnologia: estudo das condições metabólicas ósseas, ensino médico, planejamento cirúrgico virtual, customização de instrumental cirúrgico e implantes ortopédicos, desenvolvimento de dispositivos ortopédicos, orientação dos pacientes, bioimpressão, personalização de liberação controlada de fármacos (AIMAR; PALERMO; INNOCENTI, 2019).

2.3.1 Modelagem por Deposição Fundida

A técnica de Modelagem de Deposição Fundida (*Fused Deposition Modelling – FDM*) consiste na deposição em camadas de um polímero aquecido por meio de um bico extrusor, camada por camada (HOANG *et al.*, 2016) que endurece imediatamente após a extrusão para formar camadas sólidas, tornando objetos tridimensionais com alta definição geométrica. Um filamento de material normalmente termoplástico ou arame metálico alimenta o cabeçote extrusor que aquece o filamento e o expelle, ligando e desligando, formando as camadas sucessivamente (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018) (Figura 2).

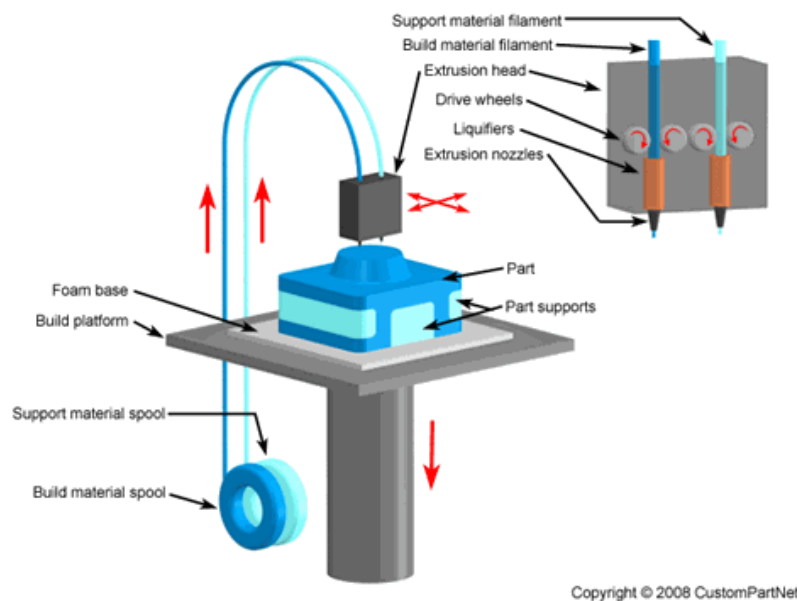
Esta técnica requer suporte para impressão das estruturas (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016). A velocidade de impressão é baixa e a resolução de impressão é inferior à técnica SLS (WONG, TAK MAN *et al.*, 2017) (MALIK *et al.*, 2015). Com a tecnologia FDM, é preciso considerar a pequena retração que ocorre com os plásticos quando resfriados à temperatura ambiente, em torno de 0,5%, que pode ser superado pelo dimensionamento preventivo do modelo (ELEY, 2017). Nesta técnica, a largura da camada pode ser de até 7 μm com resolução X/Y de até 2,8 μm (HOANG *et al.*, 2016).

Atualmente, o uso mais difundido da técnica FDM em cirurgias ortopédicas são os modelos anatômicos (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

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

Os materiais utilizados nesta técnica são Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), Ácido Polilático (PLA), Poliamida, Policarbonato, Polipropileno, Poliéster e alguns tipos de ceras (CHIA; WU, 2015).

Figura 2 - Imagem esquemática da técnica de impressão FDM



Copyright © 2008 CustomPartNet

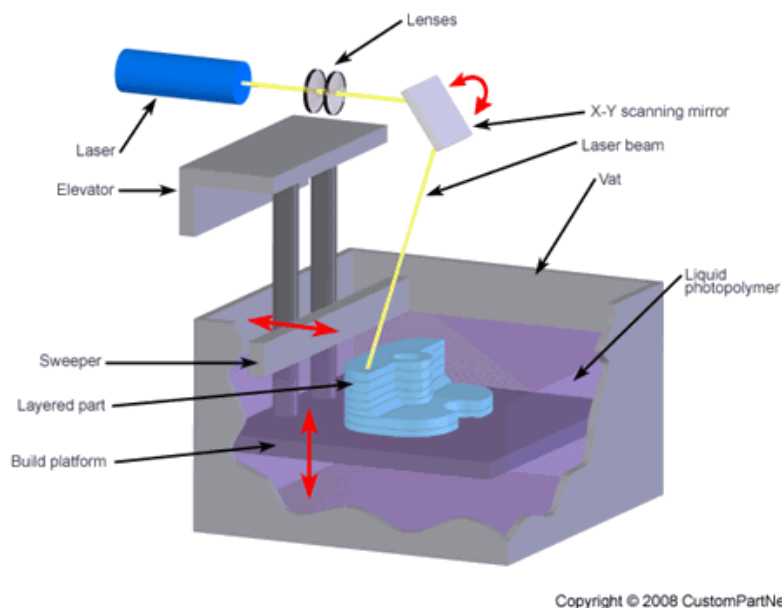
Fonte: Disponível em <<http://www.custompartnet.com/wu/fused-deposition-modeling>>
Acesso em 27 jun. 2024

2.3.2 Manufatura aditiva baseada em Litografia

Essa técnica é conhecida como tecnologia de fotopolimerização em cuba e possui três tipos principais: Estereolitografia (*Stereolithography* - SLA), Processamento Digital de Luz (*Digital Light Processing* - DLP) e Processamento Digital Contínuo de Luz/Produção Contínua de Interface Líquida (Continuous *Digital Light Processing* CDLP/CLIP) (PAGAC *et al.*, 2021)(LI, BINGLONG *et al.*, 2022).

O SLA é uma técnica rápida e muito precisa para a fabricação de objetos 3D por meio do qual um computador controla um feixe de laser ultravioleta (UV) para a polimerização da resina líquida desde a superfície até a profundidade formando sucessivas camadas. O polímero está contido em um recipiente cujo movimento de descida ou ascensão é controlado pela impressão do programa. O fotopolímero é transformado em semissólido 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). A cinética das reações de cura que ocorrem durante a polimerização é crítica. Isso afeta o tempo de cura e a largura da camada polimerizada. A cinética pode ser controlada pela potência da fonte de luz, pela velocidade de varredura e pela química e quantidade do monômero. Além disso, absorvedores de UV podem ser adicionados à resina para controlar a profundidade de polimerização (CHIA; WU, 2015). Nesta técnica, a largura da camada pode ser de até 2 μm com resolução X/Y de até 4 μm (HOANG *et al.*, 2016) (Figura 3).

Figura 3 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLA



Fonte: Disponível em <<http://www.custompartnet.com/wu/stereolithography>>
Acesso em 27 jun. 20204

Os materiais de impressão mais utilizados nas técnicas de impressão 3D em resina limitam-se aos fotopolímeros como Epox e resinas acrílicas, que podem ter um custo elevado (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016).

Na técnica DLP, um projetor de luz digital é usado para curar a resina, exibindo imagens de camadas inteiras no fundo do tanque (cuba). Um projetor de luz

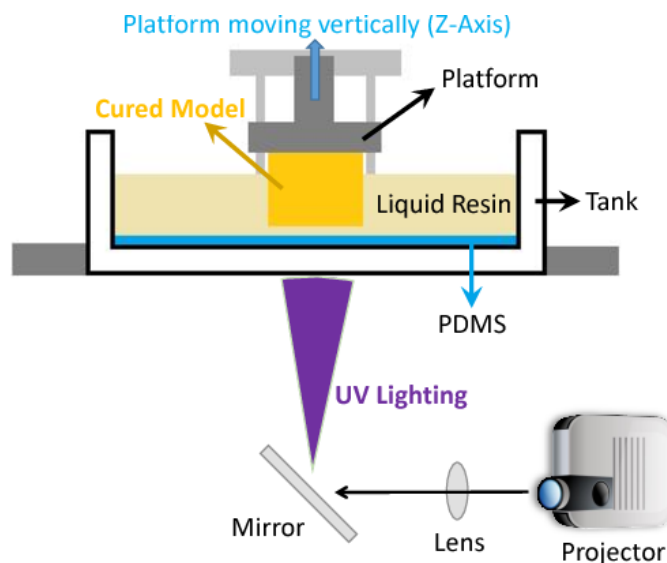
digital é usado em vez de um espelho para refletir uma fonte de laser usada na tecnologia SLA para curar a resina. A precisão da impressão depende da resolução do projetor (PAGAC *et al.*, 2021) (Figura 4).

A tecnologia CDLP/CLIP pisca camadas completas no tanque de resina, empregando projeção digital de LEDs. Devido ao movimento contínuo da plataforma de construção, é possível imprimir protótipos ininterruptos com alta velocidade.

As vantagens da técnica de impressão 3D em resina são a capacidade de criar formas complexas com arquitetura interna (com formas tubulares, treliças). É possível remover facilmente a resina não polimerizada e obter modelos de altíssima resolução e alta precisão com acabamento superficial liso. A principal desvantagem da técnica de impressão 3D é a escassez de resinas biocompatíveis com propriedades adequadas de processamento SLA, DLP e CDLP/CLIP (CHIA; WU, 2015). No caso da técnica DLP efeito “*zoomed out*” (processo de impressão de baixa precisão para imprimir objetos grandes) pode acontecer.

O benefício das técnicas DLP e CDLP/CLIP em comparação com o SLA é a velocidade de construção, porque toda a camada é atualizada de uma só vez nesta tecnologia, em vez de um único ponto na tecnologia SLA. Atualmente, o uso desse tipo de tecnologia está sendo utilizado em pesquisas em bioimpressão 3D e biotintas para reparo e regeneração óssea (LIANG, RENJIE *et al.*, 2021) (LUO, YUNXIANG *et al.*, 2020)

Figura 4 - Imagem esquemática da técnica de impressão DLP



Fonte: Disponível em

<[https://www.amf.uzh.ch/en/additive-manufacturing/our technologies/dlp.html](https://www.amf.uzh.ch/en/additive-manufacturing/our_technologies/dlp.html)>

Acesso em 27 jun. 2024

2.3.3 Métodos de fusão em leito de pó

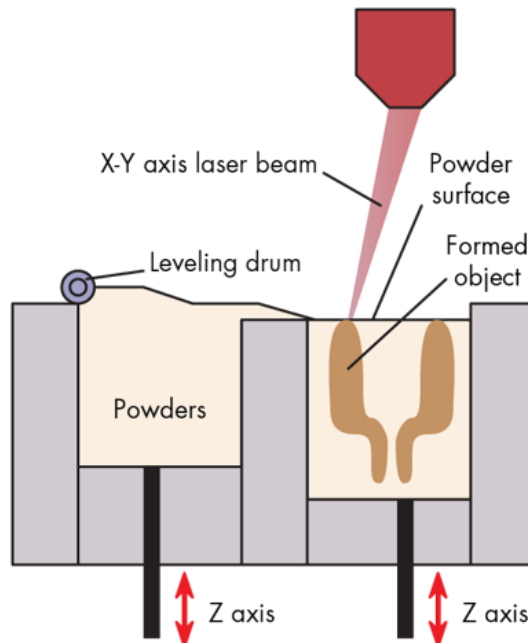
Selective Laser Sintering (SLS) e *Selective Laser Melting* (SLM) são métodos de fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion* – PBF), onde uma fonte de energia é o laser.

O SLS utiliza laser de CO₂ de alta potência com alta resolução para sinterizar uma fina camada de partículas de pó em camadas para formar o modelo. O laser desenha a forma do objeto desejado mesclando-o com a camada abaixo; sucessivamente camadas do pó são espalhadas sobre as anteriores, cobrindo-as após a ação do laser em cada camada. Ele pode ser usado para criar uma representação extremamente precisa porque a precisão é limitada apenas pelo laser, pela granulação do pó da matéria-prima e pela espessura da camada. Os materiais mais utilizados são os termoplásticos (policarbonato, poliamida, nylon), metais, vidro ou cerâmica (HOANG *et al.*, 2016) (Figura 44).

A fusão seletiva a laser, também conhecida como SLM, é um subtipo de SLS usado principalmente para impressão de metais e fabricação de implantes. Tanto o SLS quanto o SLM possuem alta resolução e alto custo (HOANG *et al.*, 2016) (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018).

Uma vantagem do SLS e SLM sobre outros processos de impressão 3D é que eles não requerem estruturas de suporte durante a impressão dos modelos porque os objetos são apoiados no pó. Com outras impressoras, às vezes são necessárias estruturas de suporte para evitar que o modelo caia em pontos fracos. Essas estruturas de suporte podem ser removidas manualmente após a impressão do modelo. No processo SLS e SLM, geralmente deixam uma superfície áspera que pode exigir polimento ou algum tipo de pós-processamento. O acabamento superficial com SLS pode ser difícil, exigindo mais pós-processamento do que outros métodos (MARRO; BANDUKWALA; MAK, 2016) (Figura 5).

Figura 5 - Imagem esquemática da técnica de impressão SLS

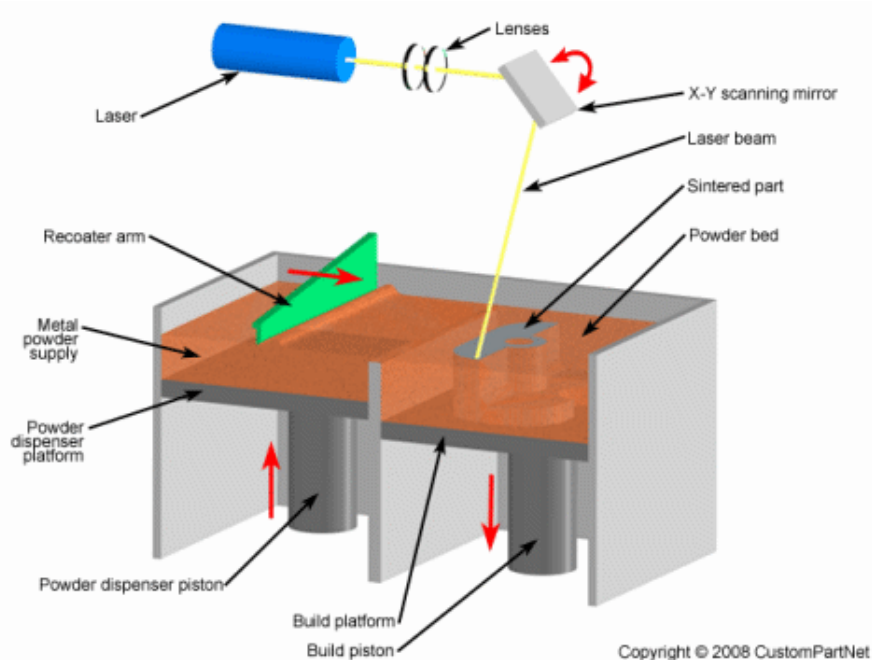


Fonte: Disponível em <https://www.amf.uzh.ch/en/additive-manufacturing/our_technologies/sls.html>
Acesso em 27 jun. 2024

O SLM e a sinterização direta de metal a *laser* (*Direct Metal Laser Sintering* - DMLS) são as tecnologias de impressão 3D de metal mais populares. Ambos usam um laser para escanear e, em seguida, derretem seletivamente as partículas de poeira metálica que se unem em camadas. A principal diferença entre as duas tecnologias é a capacidade de imprimir diferentes materiais. Ambas as técnicas têm menos de 5% de desperdício de matéria-prima. Embora o SLM possa imprimir apenas um único metal, o DMLS permite a impressão de várias ligas, assim como o pó com pontos de fusão variáveis também pode se fundir em nível molecular nesta tecnologia específica. A altura da camada para impressão de um objeto metálico 3D varia entre 20 e 50 μm e depende das propriedades da matéria-prima, como capacidade de fluxo, tamanho das partículas, forma e distribuição (Figura 6). Os padrões modernos de impressão em metal têm uma precisão inferior a 100 μm , tornando-os ideais para imprimir implantes ortopédicos que precisam de alta precisão (BAGARIA; BHANSALI; PAWAR, 2018). Segundo Hoang *et al.*, na técnica SLS, a largura da camada pode ser de até 4 a 6 μm com resolução X/Y de até 30 a 50 μm , enquanto na técnica DLMS a largura da camada pode ser de até 0,8 a 1,2 μm com X / resolução Y de até 12 a 16 μm (HOANG *et al.*, 2016).

Chia *et al.* (2015) em sua revisão dos avanços no uso de biomateriais na impressão 3D relataram o uso de materiais não metálicos impressos com a técnica SLS como termoplásticos cerâmicos previamente revestidos, uma mistura de álcool polivinílico (PVA) com hidroxiapatita (HA) e polietere tercetona (PEEK) utilizado para a confecção de implantes personalizados (CHIA; WU, 2015). Nessas técnicas, é possível reaproveitar o pó que já foi utilizado, sendo necessário processá-lo novamente para permitir um novo uso.

Figura 6 - Imagem esquemática da técnica de impressão DMLS

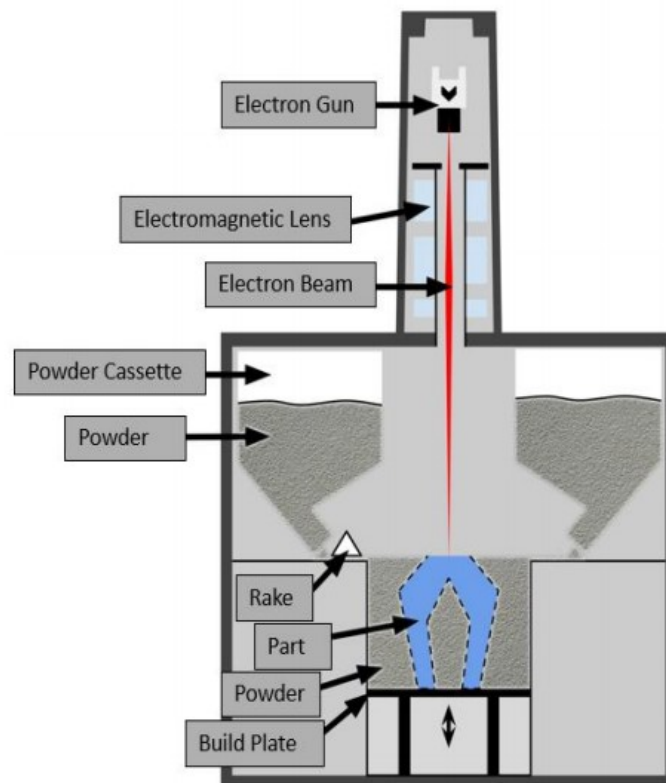


Fonte: Disponível em <<http://www.custompartnet.com/wu/direct-metal-laser-sintering>>
Acesso em 27 jun. 24

A técnica de Fusão de Feixe de Elétrons (*Electron Beam Melting* - EBM) é um dos métodos de PBF onde uma fonte de energia são feixes de elétrons direcionados a uma camada espalhada de material em pó (metal) para derreter especificamente segmentos de material com base nas informações de cada camada do arquivo CAD. Um aspecto único da tecnologia PBF é a capacidade de variar os parâmetros de processamento (potência, velocidade, distribuição de energia, etc.) para superfícies pendentes complexas com planejamento do processo relativamente automatizado. O EBM é classificado como um processo MA de leito quente, pois todo o leito de pó é mantido a uma temperatura elevada durante todo o processo de construção do objeto (TILTON; LEWIS; MANOGHARAN, 2018). Nesse processo, o que derrete o pó é um

feixe de elétrons a laser, alimentado por alta tensão, tipicamente de 30 a 60 kV. O processo ocorre em alto vácuo para evitar problemas de oxidação, pois é destinado à construção de peças metálicas de alta precisão. A espessura da camada nesta técnica é de 50 a 70 μm resultando em uma rugosidade na superfície necessitando de uma pós-processamento se há necessidade de superfície polida. Fora isso, o processo é muito semelhante ao SLS. A EBM também pode processar uma ampla gama de metais pré-conectados (WONG, KAUFUI V.; HERNANDEZ, 2012). Esta técnica de manufatura aditiva permite a confecção de próteses personalizadas como próteses de quadril, joelho ou endopróteses de ligas metálicas (TILTON; LEWIS; MANOGHARAN, 2018) (Figura 7).

Figura 7- Imagem esquemática da técnica de impressão EBM



Fonte: Disponível em <<https://3dprint.com/266293/inconel-718-structures-ebm-3d-printing-effects-of-process-parameters-contour-properties/>>

Acesso em 27 jun. 24

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Caso Clínico

Este estudo foi inspirado em um paciente submetido ao tratamento cirúrgico de pseudoartrose da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur em 2018 previamente a realização deste estudo. Os exames de imagens utilizados neste estudo (TC) em formato DICOM são a partir dos exames realizados para o tratamento cirúrgico da pseudoartrose da fratura de Hoffa.

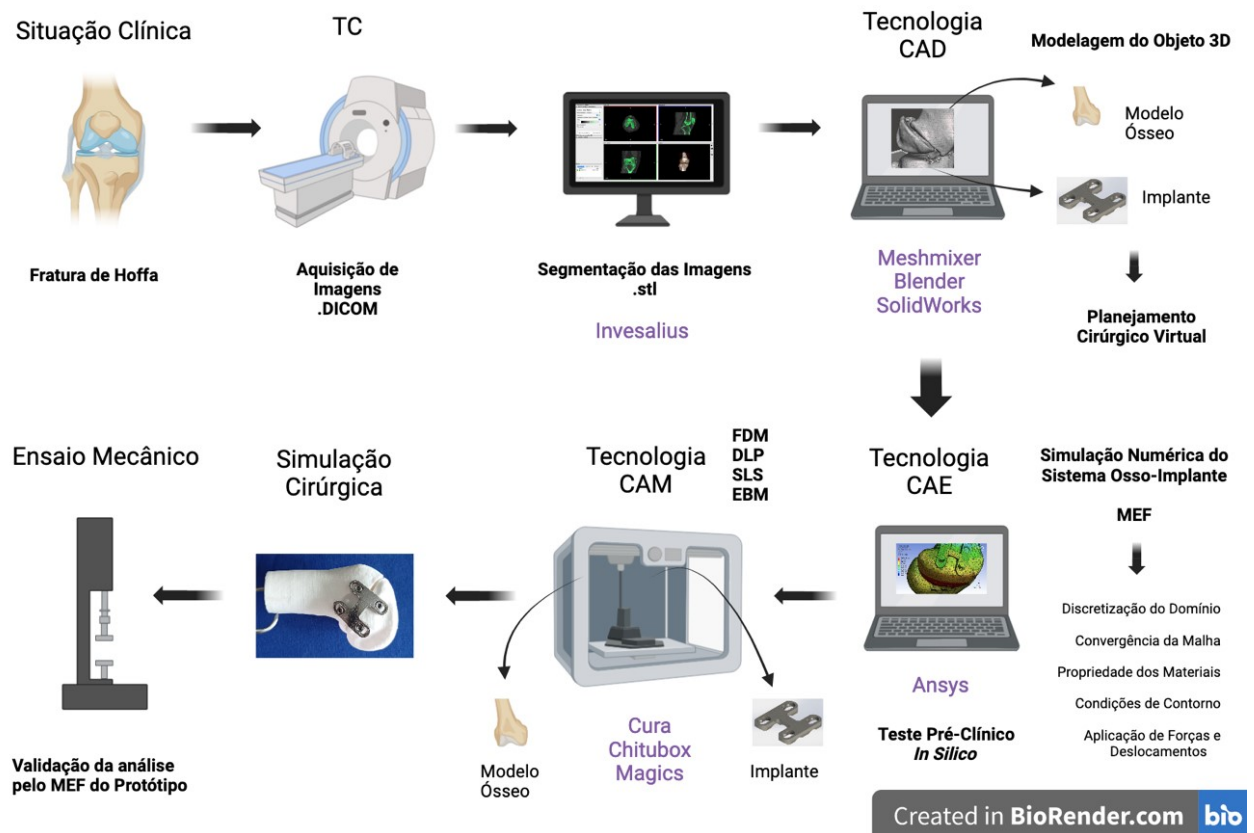
Este estudo foi realizado após aprovação no Comitê de Ética da Universidade Tecnológica do Paraná – UTFPR com registro na Plataforma Brasil sob o CAAE: 57024722.6.0000.5547 e aprovado no Comitê de Ética da instituição coparticipante, Hospital Marcelino Champagnat (Associação Paranaense de Cultura – APC) sob o CAAE: 94788418.2.3001.0020.

3.2 Imagens Médicas

Este estudo utilizou dados de exame médico de imagem de TC no formato DICOM (*Data Imaging and Communication in Medicine*) no processo de segmentação, modelagem e renderização do modelo ósseo para realização da manufatura aditiva. Isto permite a modelagem do modelo ósseo 3D, realização da escolha do tamanho dos implantes e posicionamento deste para planejamento cirúrgico virtual.

O processo de desenvolvimento de protótipos de implantes ortopédicos a partir de imagens médicas é composto pelos passos expostos na Figura 8 (MA, LIMIN *et al.*, 2017)(TILTON; LEWIS; MANOGHARAN, 2018) (WU, NAICHAO *et al.*, 2021) (TAMAYO *et al.*, 2021) (MENDONÇA; SETTI, 2022) (LI, BINGLONG *et al.*, 2022):

Figura 8 – Workflow do processo de desenvolvimento de implantes ortopédicos com tecnologia CAD/CAE/CAM



Fonte: Autoria Própria (2024)

3.2.1 Aquisição das imagens

O exame utilizado para a aquisição das imagens do osso para a impressão do modelo anatômico deste estudo foi o de TC adquirida em um tomógrafo GE lightspeed VCT, 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 coparticipante, Hospital São Marcelino Champagnat, com os parâmetros de acordo com a Tabela 2.

Os parâmetros de aquisição da TC em nosso estudo (Tabela 2) foram de acordo com o protocolo de aquisição da instituição coparticipante, mostrando-se muito próximos aos parâmetros de Bagaria (BAGARIA; CHAUDHARY, 2017). 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 9 e 10).

Tabela 2 – 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

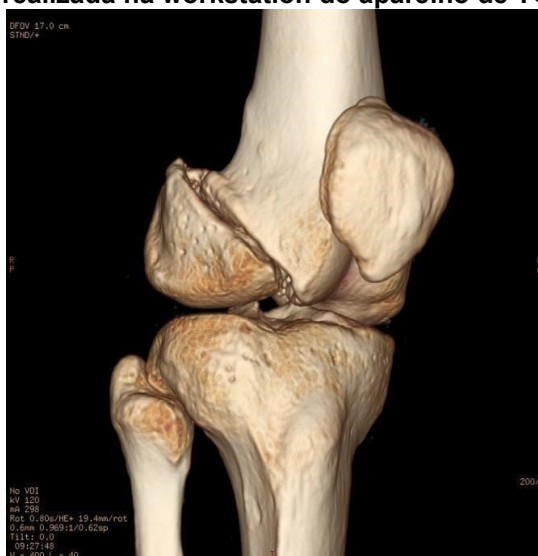
Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 9 – TC com cortes nos eixos sagital, axial e coronal da região do joelho do participante



Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 10 – Reconstrução tridimensional da extremidade distal do fêmur e da tíbia proximal realizada na workstation do aparelho de TC



Fonte: (MENDONÇA, 2019)

3.2.2 Processamento das imagens

No presente estudo foi realizada a segmentação do tecido ósseo por meio do programa *Invesalius*® (v3.1.1, Centro de Tecnologia da Informação Renato Acher – CTI, Campinas, Brasil), conforme mostrado na Figura 11. A segmentação óssea foi realizada por algoritmo automático do programa que identificou o tecido ósseo na janela de limiar (*thrersholding*) entre 226 e 2104 HU (unidade de Hounsfield). O programa criou uma máscara para identificar o tecido segmentado. A segmentação por meio do programa *Invesalius* mostrou-se eficaz para a geração do modelo ósseo virtual. Após a segmentação os dados foram convertidos em arquivos no formato .stl com reconstrução volumétrica do objeto.



Nota: Imagens dos cortes axial, sagital, coronal e imagem do volume reconstruído do tecido ósseo segmentado
Fonte: (MENDONÇA, 2019)

3.3 Tecnologia CAD

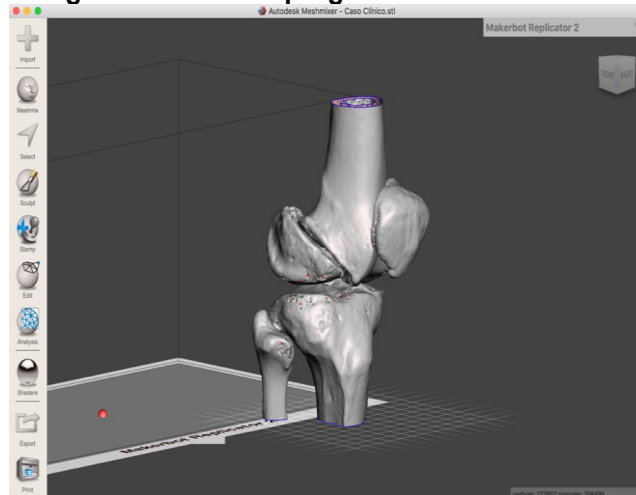
2.3.1 Modelagem dos Objetos 3D

No presente estudo foram utilizados o programa *Meshmixer*® (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA) e *Blender*® (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA) para modelagem do osso 3D. 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.

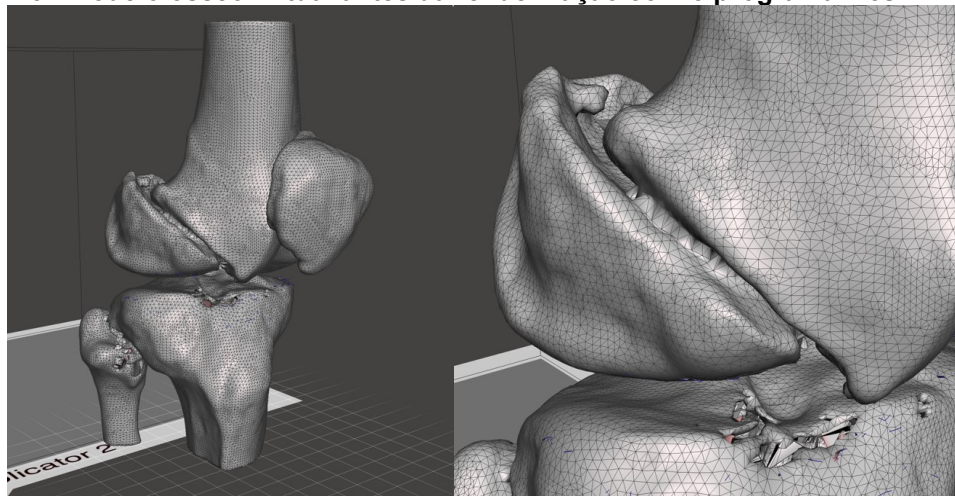
O modelo ósseo de nosso estudo foi modelado e renderizado utilizando os *softwares Meshmixer® e Blender®* com a realização da regularização da superfície interna e externa do osso. Estes *softwares* permitem que sejam feitos ajustes e correções de defeitos na superfície e no interior do objeto para que a reconstrução fique o mais próximo possível do objeto real (Figuras 12 a 16) além de ser possível a regularização das superfícies de contato entre os fragmentos da pseudoartrose que possibilitem maior contato entre eles. O modelo anatômico virtual foi modelado de maneira que houve um espaço de 1 mm entre os fragmentos da fratura.

Figura 12 - Tela do programa *Meshmixer* v3.5



Fonte: (MENDONÇA, 2019)

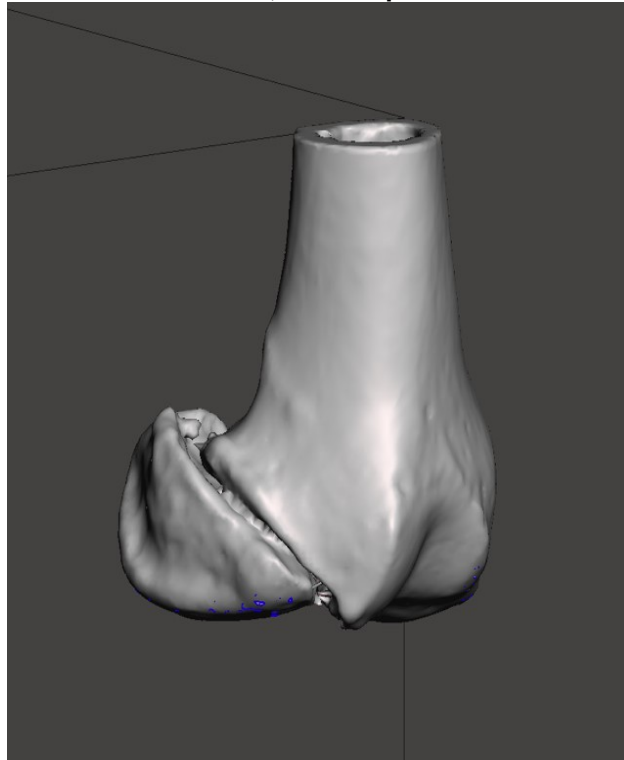
Figura 13 - Modelo ósseo virtual antes da renderização com o programa *Meshmixer* v3.5



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

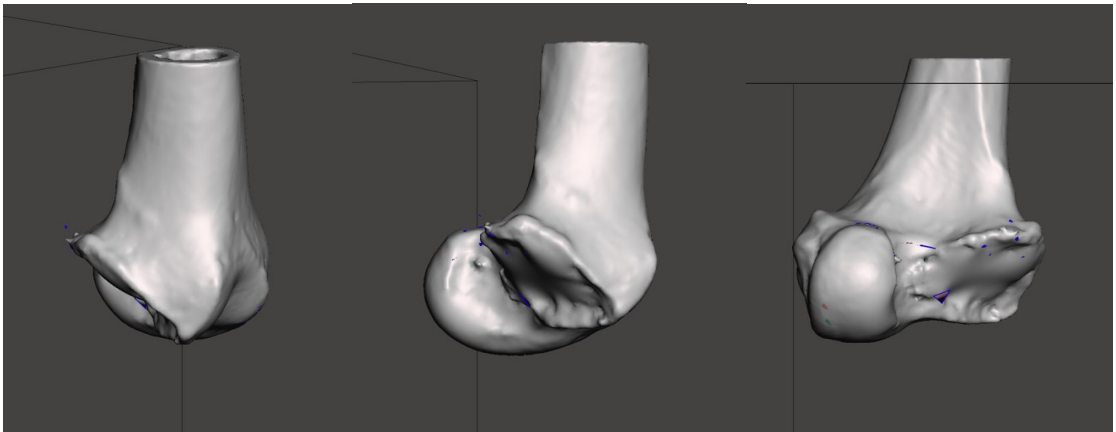
Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 14 - Modelo anatômico da extremidade distal do fêmur após a renderização e subtração da tíbia, fibula e patela



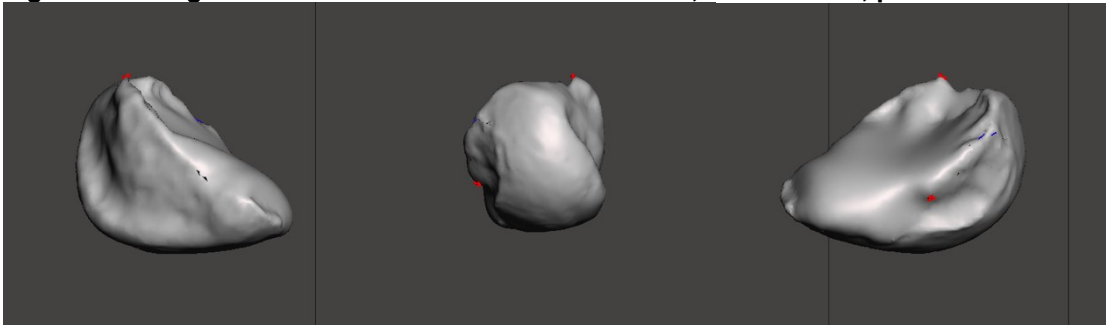
Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 15 - Extremidade distal do fêmur após a renderização e subtração do fragmento do côndilo femoral lateral



Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 16 - Fragmento distal do côndilo femoral lateral; faces lateral, posterior e medial

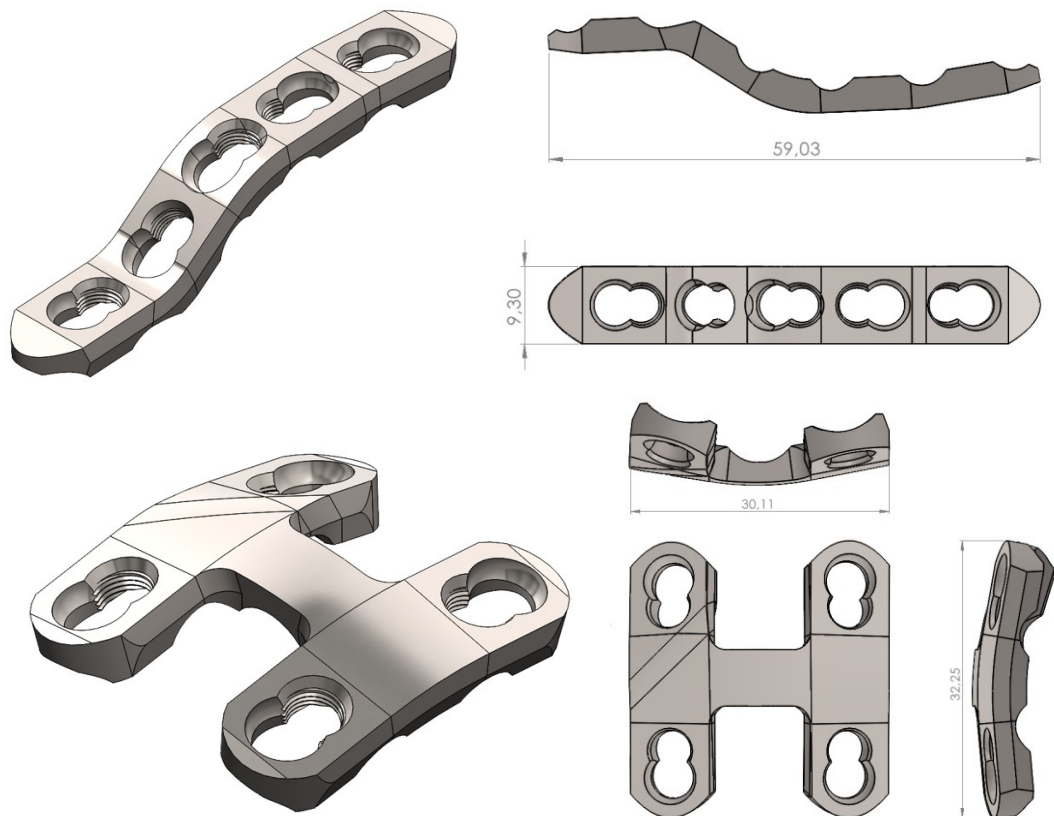


Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Os implantes foram modelados em ambiente CAD com uso do *software SolidWorks®* (v.19.0, Dassault Systèmes S.A, França).

O projeto da placa bloqueada linear foi obtido por meio de engenharia reversa com alta acurácia a partir de uma placa reta bloqueada de 5 furos para parafusos 3,5 mm em aço inox 316L (ASI316L). Este projeto de placa linear foi modelado e adaptado à superfície lateral da extremidade distal do fêmur de modo a se adaptar completamente a superfície do osso do participante (Figura 17).

Figura 17 – Projeto da placa linear e da placa em H modeladas para adaptação à superfície óssea. Cotas em mm



Fonte: Autoria própria (2024)

O desenho do modelo de placa proposto neste estudo em forma de H foi desenvolvido de acordo com princípios mecânicos para gerar maior estabilidade e rigidez: fixação da fratura em 2 planos e fixação da fratura com elementos perpendiculares ao traço da fratura de acordo com os princípios de fixação de fratura preconizados pela AO. O projeto da placa H foi modelado de forma que em um modelo a placa se adaptava a convexidade óssea no côndilo femoral (Figura 17).

O projeto das placas foi revisado para se obter objetos 3D os mais acurados possíveis onde as roscas de bloqueio das cabeças dos parafusos possuíssem o encaixe que permitisse o bloqueio efetivo destes na placa. Após a aprovação do design das placas, foram gerados os arquivos .stl dos objetos e estes foram impressos com tecnologia FDM e DLP para validar a geometria e o encaixe/adaptação dos parafusos (Fotografias 4 e 5).

O projeto dos modelos dos parafusos foi obtido por meio de engenharia reversa com alta acurácia a partir de parafusos esponjosos 6,5 mm com rosca parcial 16 mm, parafusos convencionais 3,5 mm e de parafusos bloqueados 3,5 mm em aço inox 316L (ASI316L) (Figura 18). O tamanho dos parafusos foi definido de acordo com o planejamento cirúrgico virtual (VSP) e realizado a conferência do tamanho dos parafusos de acordo com o modelo anatômico virtual e o modelo ósseo 3D impresso utilizado na dissertação anterior do autor (MENDONÇA, 2019).

Figura 18 - Projeto do parafuso bloqueado 3,5 mm, parafusos convencionais 3,5 mm e parafuso 6,5 mm rosca parcial realizado com o software SolidWorks v19.0. Cotas em mm



Fonte: Autoria própria (2024)

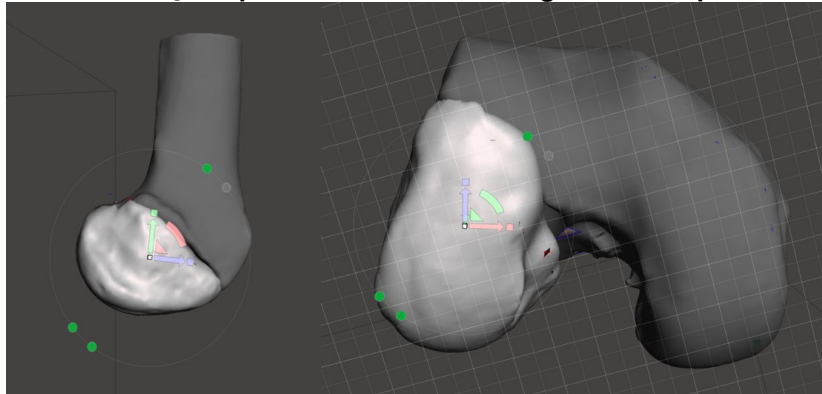
3.3.2 Planejamento Cirúrgico Virtual (*Virtual Surgical Planning* - VSP)

Uma vez obtido virtualmente o objeto 3D (modelo ósseo), este foi manipulado e modelado de forma a se estudar a superfície e a estrutura interna da região da extremidade distal do fêmur com vistas a melhor compreensão da geometria e das relações anatômicas. A utilização de um programa computacional com a tecnologia

CAD permitiu a realização do planejamento cirúrgico virtual, com a redução dos fragmentos (Figuras 19 e 20), escolha da posição e do tamanho do material de osteossíntese. Foram separados virtualmente os fragmentos da pseudoartrose para melhor estudo da lesão, e a seguir realizada a redução dos fragmentos na posição anatômica e o posicionamento do material de osteossíntese no local desejado que possibilitou a maior estabilidade mecânica da fixação.

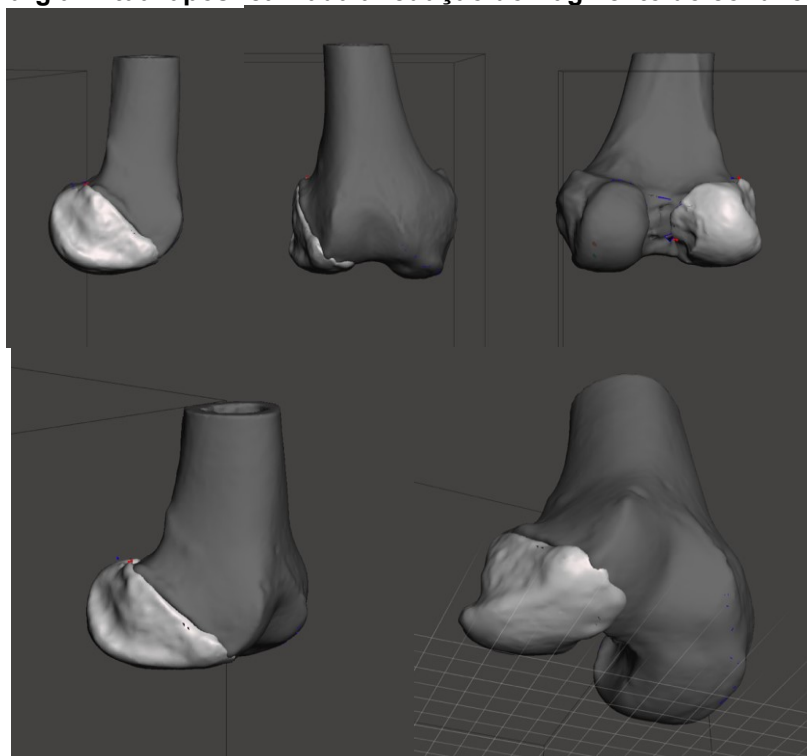
Todo o processo de cirurgia virtual foi realizado em ambiente CAD com uso dos softwares *Meshmixer*®, *Blender*® e *SolidWorks*® (Figuras 19 a 21).

Figura 19 – Redução / posicionamento dos fragmentos da pseudoartrose



Fonte: (MENDONÇA, 2019)

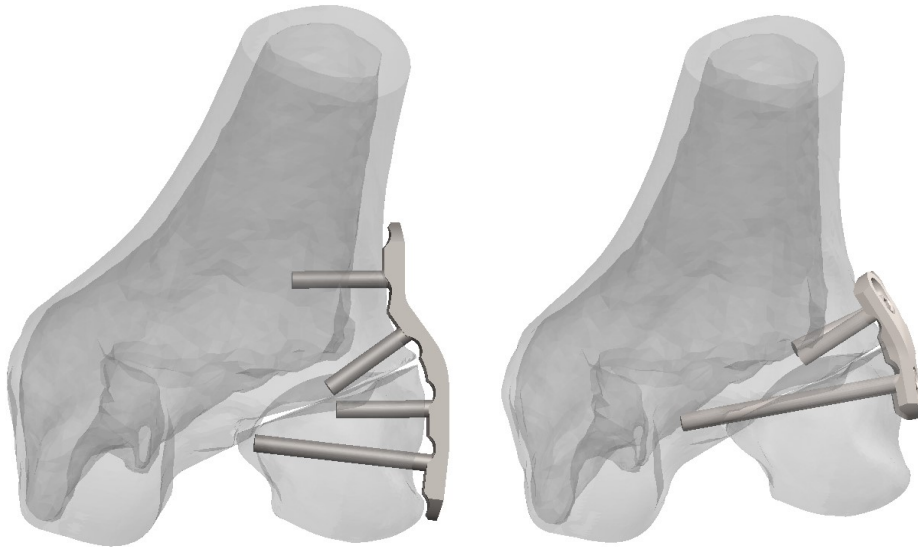
Figura 20 - Cirurgia virtual após realizada a redução do fragmento do côndilo femoral lateral



Nota: Verificada a congruência articular em vários planos

Fonte: (MENDONÇA, 2019)

Figura 21- VSP utilizando placa linear e placa H com os parafusos bloqueados realizado com o software SolidWorks v19.0



Fonte: Autoria própria (2024)

3.4 Tecnologia CAE

Simulação Numérica dos Sistemas Osso-Implante pelo Método de Elementos Finitos (MEF)

3.4.1 Pré-Processamento

A fase de pré-processamento da simulação seguiu os seguintes passos:

1. Discretização do domínio
2. Convergência da malha
3. Seleção das Propriedades Mecânicas e Tribológicas dos Materiais
4. Definição das Condições de Contorno
5. Aplicação das Forças e/ou Deslocamentos

Para realização do estudo biomecânico *in silico* foi definido os domínios compostos pelo sistema osso-implante. Foram definidos 6 sistemas osso-implante de acordo com a Tabela 3. Os modelos dos parafusos foram simplificados nos locais de contato da rosca com o osso.

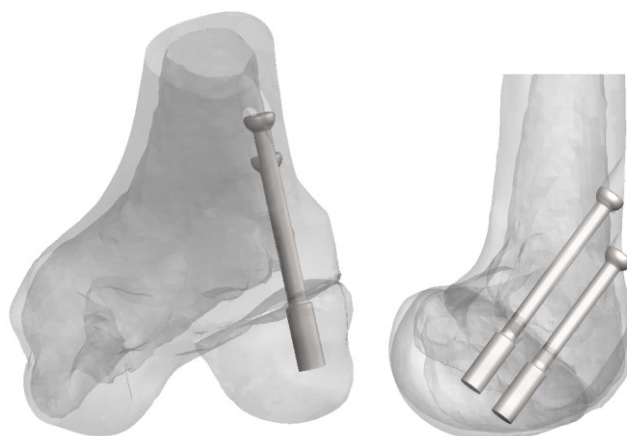
Foram testadas várias combinações de implantes para se definir a rigidez mecânica dos sistemas osso-implante (Tabela 3) (Figura 22). Após a determinação da geometria dos domínios (objetos a serem estudados, neste caso o modelo ósseo 3D e os implantes), estes foram discretizados em uma malha de elementos conectados.

No presente estudo foi realizada a convergência da malha manual e o aumento da discretização dos pontos mais "críticos" do sistema osso-implante. No estudo da convergência da malha foi avaliado o tamanho dos elementos em função do deslocamento destes utilizando como domínio o sistema osso-implante da placa bloqueada linear de 5 furos moldada com 4 parafusos bloqueados de 3,5 mm (2 parafusos distais fixando a extremidade distal do fêmur) associado a 2 parafusos corticais 3,5 mm paralelos anterógrados (sistema 4) (Tabela 3).

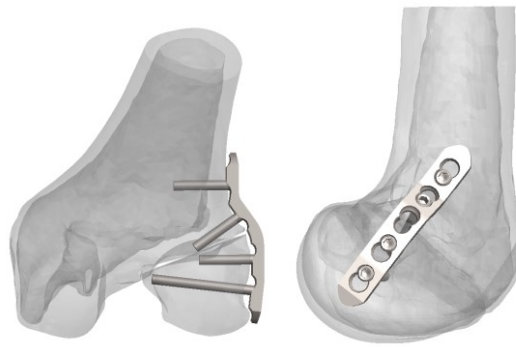
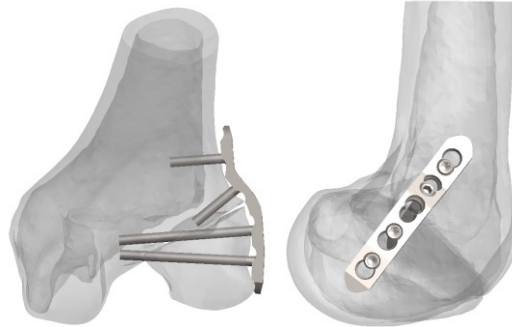
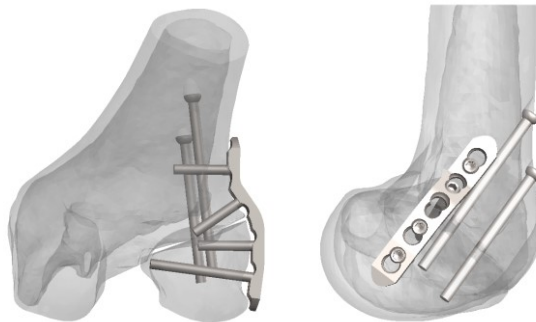
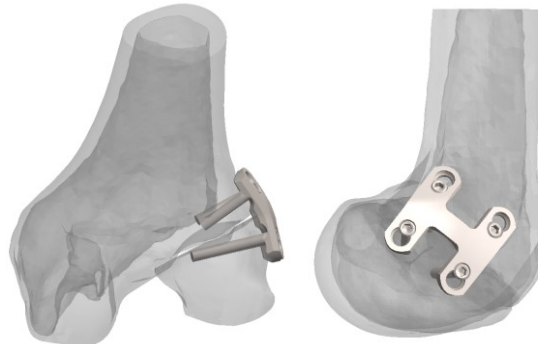
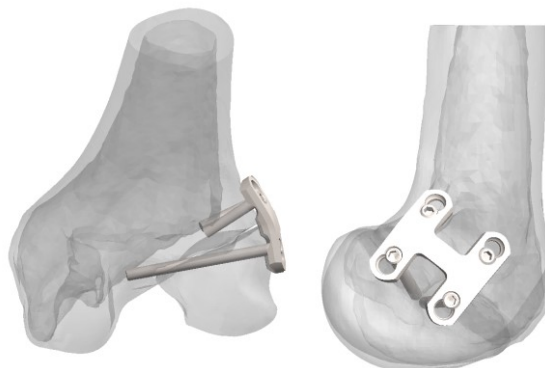
Tabela 3 - Número total de elementos e nós de cada domínio (sistema osso-implante)			
Sistemas Osso-Implante		Número Total	
Sistema	Tipo de Fixação	Elementos	Nós
1	2 parafusos esponjosos 6,5 mm com rosca parcial 16 mm anterógrados	443.188	661.707
2	Placa bloqueada linear de 5 orifícios com 4 parafusos bloqueados de 3,5 mm (2 parafusos distais)	440.847	659.765
3	Placa bloqueada linear de 5 orifícios com 4 parafusos bloqueados de 3,5 mm (2 parafusos distais fixando extremidade distal do fêmur / parafusos interfragmentares)	445.077	667.032
4	Placa bloqueada linear de 5 orifícios com 4 parafusos bloqueados de 3,5 mm (2 parafusos distais) + 2 parafusos corticais 3,5 mm paralelos anterógrados	464.475	696.852
5	Placa H com 4 orifícios com 4 parafusos bloqueados 3,5 mm (2 parafusos distais)	459.429	687.656
6	Placa H com 4 furos com 4 parafusos bloqueados 3,5 mm (2 parafusos distais fixando a extremidade distal do fêmur / parafusos interfragmentares)	461.045	690.609

Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 22 - Sistemas 1 a 6 em AP e Perfil com transparência do osso realizado com o software SolidWorks v19.0. Modelos dos parafusos foram simplificados para realização da análise numérica pelo MEF.



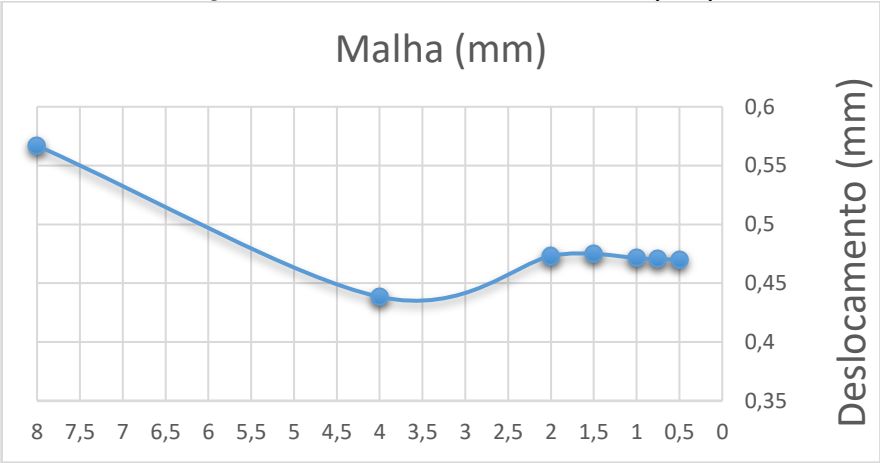
Sistema 1

**Sistema 2****Sistema 3****Sistema 4****Sistema 5****Sistema 6**

Fonte: Autoria própria (2024)

Iniciou-se o estudo de convergência com elementos com o tamanho de 8 mm. Não houve mudança significativa dos deslocamentos dos elementos entre os tamanhos de 1 e 0,5 mm. Considerou-se neste caso que houve a convergência a partir de 1mm de tamanho de elemento da malha (Gráfico 1).

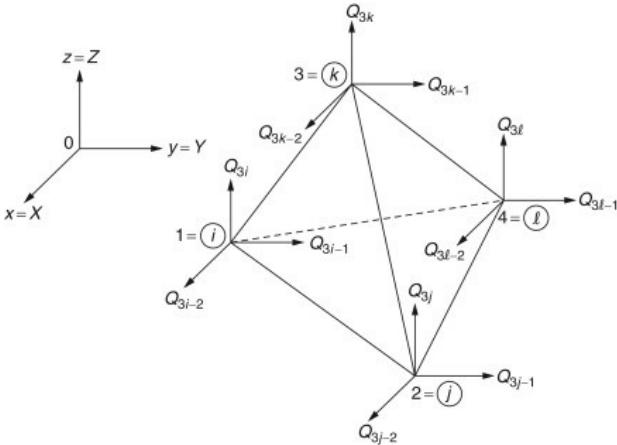
Gráfico 1 - Curva de convergência da malha: tamanho do elemento do domínio (mm) em função do deslocamento do elemento (mm)



Fonte: Autoria própria (2024)

Foram definidos os elementos do modelo anatômico e dos implantes como elementos tetraédricos de 10 nós, de acordo com a literatura atual, devido a maior acurácia da simulação (Figura 23).

Figura 23 – Imagem do elemento tetraédrico



Fonte: (SINGIRESU ET RAO, 2018)

Na Tabela 4 são exibidas propriedades mecânicas correspondente aos ossos longos. Os valores são apresentados para osso cortical e medular.

Tabela 4 - Propriedades mecânicas de osso longos

	Propriedade	Longitudinal	Transversal
Módulo de Elasticidade (MPa)			
	Cortical	17.900	10.100
	Trabecular	500	-
Coefficiente de Poisson			
	Cortical	0,3	0,3
	Trabecular	0,3	0,3
Tensão de escoamento em tração (MPa)		115	-
Tensão de escoamento em compressão (MPa)		182	-
Tensão última de ruptura em tração (MPa)		133	51
Tensão última de ruptura em compressão (MPa)		195	133

Fonte: (NISIO; FERRE, 2019)

Para realização deste estudo considera-se coeficiente de atrito estático entre os elementos do sistema de acordo com a literatura (Tabela 5):

Tabela 5 - Coeficiente de atrito estático dos materiais relacionados a implantes ortopédicos

	Coeficiente de Atrito
Osso Cortical – Osso Cortical	0,46
Osso Cortical - Liga de Titânio (Ti ₆ Al ₄ V)	0,3

Fonte: (NISIO; FERRE, 2019)

No presente estudo, baseado em estudos recentes sobre FEA em ortopedia, consideramos que o osso cortical tem um módulo de elasticidade (módulo de Young) de 17.900 MPa, coeficiente de Poisson 0,3, tensão de escoamento em compressão (tensão de von Misses) 182 MPa e tensão última de ruptura em compressão (tensão máxima de von Misses) 195 MPa. Foi considerado para os implantes (placas) as propriedades da Ti₆Al₄V fornecido pela empresa Arcam® para MA possuem um módulo de elasticidade de 120.000 MPa, coeficiente de Poisson de 0,3, tensão de escoamento em compressão de 950 MPa e tensão última de ruptura em compressão de 1020 MPa. Os parafusos foram confeccionados com técnica de manufatura subtrativa utilizando barras de Ti₆Al₄V com grau 23 de 6 e 8 mm com as seguintes propriedades mecânicas: módulo de elasticidade de 113.800 MPa, coeficiente de Poisson de 0,34, tensão de escoamento em compressão de 805 MPa, tensão de escoamento em tração 820 MPa e tensão última de ruptura em tração de 1.093 MPa.

Foi definido que o coeficiente de atrito de contato na superfície da fratura (osso-osso) sendo de 0,46 e o coeficiente de atrito entre osso-implante sendo de 0,3 (ZHANG, WEI *et al.*, 2018)(LI, JIA *et al.*, 2019)(FREITAS *et al.*, 2018)(FERRE *et al.*, 2022) (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022). Para realização da validação da análise por MEF e análise do comportamento dos corpos de prova do ensaio mecânico de compressão foi realizada a simulação numérica com as propriedades mecânicas do modelo ósseo 3D manufaturado em poliamida (DuraForm® PA Plastic – 3D System®) utilizando com as seguintes propriedades mecânicas: módulo de elasticidade de 1.586 MPa, coeficiente de Poisson de 0,34, tensão de escoamento em tração 43 MPa (Tabela 6).

Tabela 6 - Propriedades mecânicas dos materiais relacionados a implantes ortopédicos

Propriedades	Osso Cortical	Ti ₆ Al ₄ V Arcam®	Ti ₆ Al ₄ V Grau 23	Poliamida 3D System®
Módulo de Elasticidade (MPa)	17.900	120.000	113.800	1.586
Coeficiente de Poisson	0.3	0.34	0,34	0,34
Tensão de escoamento em compressão (MPa)	182	930	805	
Tensão de escoamento em tração (MPa)	115	950	820	43
Tensão última de ruptura em compressão (MPa)	195			
Tensão última de ruptura em tração (MPa)	133	1020	1093	

Fonte: Autoria própria (2024)

Para realização da simulação *in silico* pelo MEF a geometria dos parafusos foi simplificada tornando todo o corpo do parafuso uma estrutura cilíndrica uniforme (parafusos corticais 3,5 mm e parafusos bloqueados 3,5 mm). Nos parafusos esponjosos 6,5 mm o corpo do parafuso possui 2 diâmetros de acordo com a área de rosca: o cerne do parafuso possui 4,5 mm de diâmetro e a área da rosca um diâmetro de 6,5 mm que corresponde a área de contato com o osso.

No presente estudo não foram consideradas a ação ligamentar e/ou muscular assim como o contato da superfície de contato articular do fêmur com a tíbia sobre o sistema osso-implante. Foram estabelecidos os contatos entre os parafusos e a placa e entre os parafusos e o osso como do tipo *Bonded*, os contatos entre os fragmentos ósseos e o entre a placa e o osso como do tipo *Frictional* de acordo com o *software Ansys®* (v22.0, Canonsburg, USA). A região dos parafusos esponjosos que possuem contato tipo *Bonded* com o osso é apenas a região do fragmento distal da fratura. Isto

foi definido para gerar o efeito de compressão (condição de contorno de pré-carga). Na região proximal dos parafusos esponjosos não foi considerado nenhum tipo de contato.

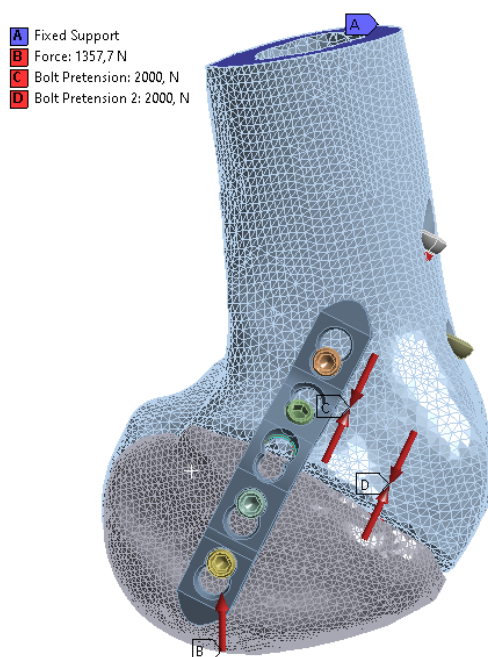
No presente estudo o carregamento ocorreu em um instante de 1s de acordo com algoritmo automático do *software Ansys®*.

Para realização deste estudo, foi determinada a área de aplicação de força sobre a superfície articular do fragmento distal da fratura no côndilo femoral lateral do joelho. Esta área de contato corresponde ao contato do côndilo femoral lateral no joelho com o grau de flexão de 10°. Este grau de flexão foi definido de acordo com estudo biomecânico de Protopapadaki *et al.* em 2007 que detalha aspectos da cinemática e cinética sobre a marcha que durante a subida e descida de escadas em indivíduos jovens saudáveis. Este autor descreve que o pico de carga devido à força de reação vertical do solo no joelho durante a descida de escadas é de 10% do tempo de ciclo de descida. Neste momento, o joelho está com cerca de 10° de flexão (PROTOPAPADAKI *et al.*, 2007). De acordo com Kutzner (2010) a condição de maior carga fisiológica suportada pelo joelho é ao descer uma escada durante as atividades diárias. Isto representa 346% do peso corporal indicando a situação mais crítica de carga fisiológica atuando no joelho durante atividades cotidianas (KUTZNER *et al.*, 2010). Na simulação estrutural da fixação da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur neste estudo foi definida a mesma distribuição das cargas entre os côndilos medial e lateral proposta por Huang, Xiaowei *et al.* (2015) e Chen, Penbo *et al.* (2017): 60% do carregamento compressivo no côndilo medial e 40% no côndilo lateral. Consideramos neste estudo um indivíduo com massa de 100 kg e a força de gravidade como 9,81 m/s². Neste estudo foi considerada uma força de 981 N representando o peso corporal (PC). Considerando o esforço atuante no joelho durante a descida de escadas a força corresponde a 1.357,70 N sob o côndilo lateral. Para avaliar a rigidez da osteossíntese com a placa em H em uma situação de pós-operatório imediato foi realizada a simulação do apoio parcial do membro operado de uma pessoa de 100 Kg considerando os dados apresentado por Eickhoff *et al.* (2022) com apoio parcial do membro operado de 35 kg representando uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N.

A região da diáfise distal do fêmur foi restringida no grau de liberdade de translação. Para realização deste estudo o efeito da gravidade foi considerado desprezível no sistema osso-implante, a exemplo de Anwar *et al.* (2018).

Em nosso estudo foi utilizada um pré-carregamento nos parafusos esponjoso correspondendo a uma carga compressiva de 2.000 N. Este arranjo promove a compressão dos fragmentos ósseos e respeita o resultado de tensões geradas nos parafusos inferiores a 85% da carga de prova do material considerado (Figura 24).

Figura 24 - Vetor de força aplicado ao fragmento distal simulando 10° de flexão do joelho



Fonte: Autoria própria (2024)

3.4.2 Solução da Simulação

No presente estudo, devido às características do domínio e as condições de contorno, foi definido como solução a linear.

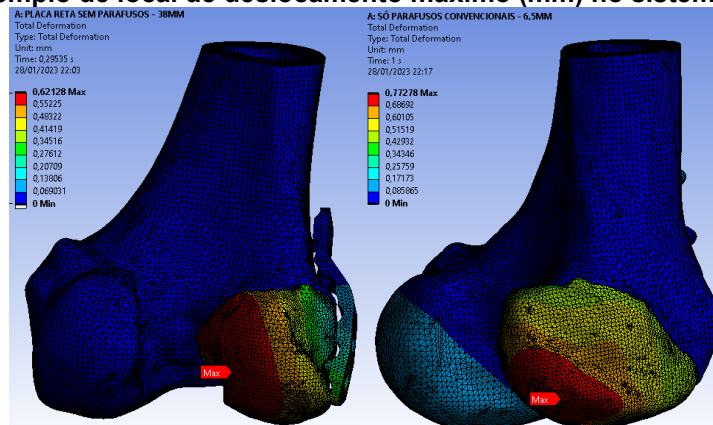
Neste estudo foi realizado somente a análise estática da aplicação de carga sobre os côndilos femorais com vistas a validação do protótipo da placa em H e teste pré-clínico inicial. Uma vez validado o protótipo será necessário uma validação com análise dinâmica com a ciclagem da carga para um estudo mais acurado sobre a rigidez da osteossíntese da fratura de Hoffa com a placa em H. Esta análise não será abordada nesta tese.

Os domínios (sistemas osso-implantes) neste estudo foram submetidos a análise estática pelo MEF em um computador com processador AMD Ryzen 5 5500, memória RAM 32GB 3500 mhz, placa de vídeo AMD Radeon RX6600, SSD NVME M.2 256GB 3.200 Mb/s.

3.4.3 Pós-Processamento - Avaliação dos resultados da simulação

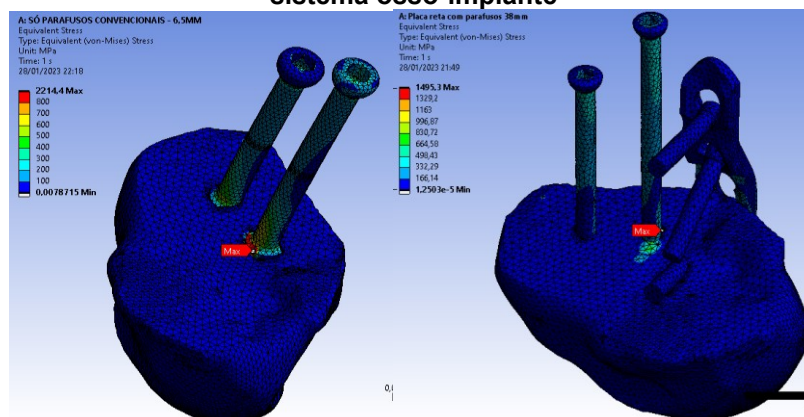
Na avaliação visual (quasi-quantitativa) foram analisados a magnitude e a localização dos deslocamentos, deformações dos fragmentos ósseos e dos implantes e a distribuição da tensão de Von Misses (e o pico de tensão máxima de von Mises) nos fragmentos ósseos e nos implantes. Durante este processo é possível definir visualmente os locais críticos de deslocamento e de concentração de tensão no sistema osso-implante. A análise é realizada de acordo com um espectro de cores que corresponde ao deslocamento absoluto ou a tensão que o sistema apresenta de acordo com uma legenda de cores do *software*. Durante esta etapa é possível editar uma animação onde se analisa os deslocamentos ou tensões com o aumento progressivo da carga sobre o domínio. Além disso, pode-se verificar o gradiente de deslocamento ou de tensão, ou seja, se ele é suave ou se é abrupto indicando a estabilidade ou instabilidade da osteossíntese (Figura 25 e 26).

Figura 25 – Exemplo de local de deslocamento máximo (mm) no sistema osso-implante



Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 26 – Exemplo de local de concentração de tensão máxima de von Mises (MPa) no sistema osso-implante



Fonte: Autoria própria (2024)

Na avaliação quantitativa dos dados obtidos foram analisados os valores dos deslocamentos absolutos (mm) e relativos (%) entre os fragmentos da fratura para determinação do deslocamento interfragmentar. Isto foi realizado definindo-se pontos de interesse na interface de contato entre os fragmentos baseados na importância anatômica destes locais como por exemplo a superfície articular. Foram definidos 4 pontos de análise para determinação de deslocamento na interface entre os fragmentos (linha da fratura). Foram 2 pontos anteriores (A e B) 1 ponto lateral (C) e 1 ponto posterior (D) de acordo com a análise prévia do pesquisador para se definir os pontos críticos de contato entre os fragmentos (LOUREIRO; RAMIN, 2019) (OLESCZUK; ANTUNES, 2022). Os 2 pontos anteriores se localizam na face articular da fratura. Estes 2 pontos são locais críticos pois se localizam na superfície articular do côndilo femoral lateral (Figura 20). Da mesma forma foram discriminadas e analisadas as variações de tensões de von Mises e os picos de tensão máxima de von Mises do sistema osso-implante para análise da rigidez do sistema.

Para realização da análise quantitativa dos deslocamentos absolutos foram definidos os deslocamentos lineares em milímetros (mm). Desta forma é possível a determinação dos deslocamentos relativos e determinação do deslocamento interfragmentar. Assim é possível se analisar o potencial de consolidação da fratura de acordo com a taxa de *strain* interfragmentario.

No presente estudo foi determinado o *strain* interfragmentário de acordo com a Equação 1 apresentada nos locais dos pontos definidos (Figura 20).

$$E = \frac{\Delta L}{L} \cdot 100 \% \quad (1)$$

Onde:

E = Interfragmentary Strain

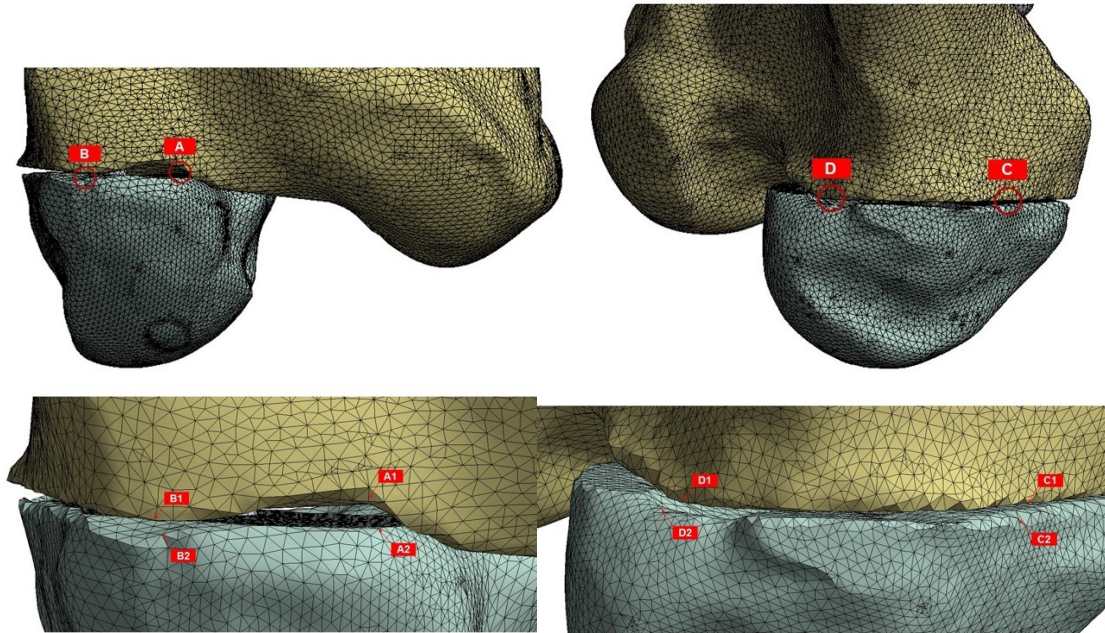
ΔL = Tamanho final da fenda – tamanho inicial da fenda

L = Tamanho inicial da fenda

Para esta finalidade foram definidos os pontos a serem estudados imediatamente opostos ao foco da fratura e medidas as distancias em mm nas coordenadas X, Y e Z, sendo o eixo Z correspondente ao eixo longitudinal do osso. Após aplicação da força foi definido o deslocamento linear resultante. A partir destes

dados foram calculados os deslocamentos relativos de cada ponto de acordo com a Equação 1.

Figura 20 - Pontos para análise de deslocamento do fragmento da fratura.



**Nota: Pontos A e B (visão anterior). Pontos C e D (visão póstero-lateral).
Fonte: Autoria própria (2024)**

Para a validação da simulação dos domínios osso-implante foi realizada a simulação numérica pelo MEF com as propriedades mecânicas do polímero (DuraForm® PA Plastic – 3D System) utilizado na MA do modelo ósseo 3D. Isto foi necessário para realizar a comparação da deformação do modelo virtual com a deformação dos corpos de prova. Para determinação da deformação do modelo virtual foi considerado o deslocamento em Z o que representa o deslocamento que a célula de carga promove sobre o corpo de prova fixo de acordo com a Fotografia 20.

Para a validação do protótipo da placa em H foram realizados ensaios mecânicos estáticos de compressão dos corpos de prova. Estes corpos de prova (modelos anatômicos 3D submetidos a fixação com os implantes) correspondem ao sistema osso-implante da simulação numérica de acordo com a Tabela 3.

No presente estudo foi determinada a deformação do corpo de prova de acordo com a Lei de Hooke, sendo a Equação da reta (Equação 2) a seguinte:

$$F_e = k \cdot \Delta x \quad (2)$$

Onde:

F_e = Força Aplicada

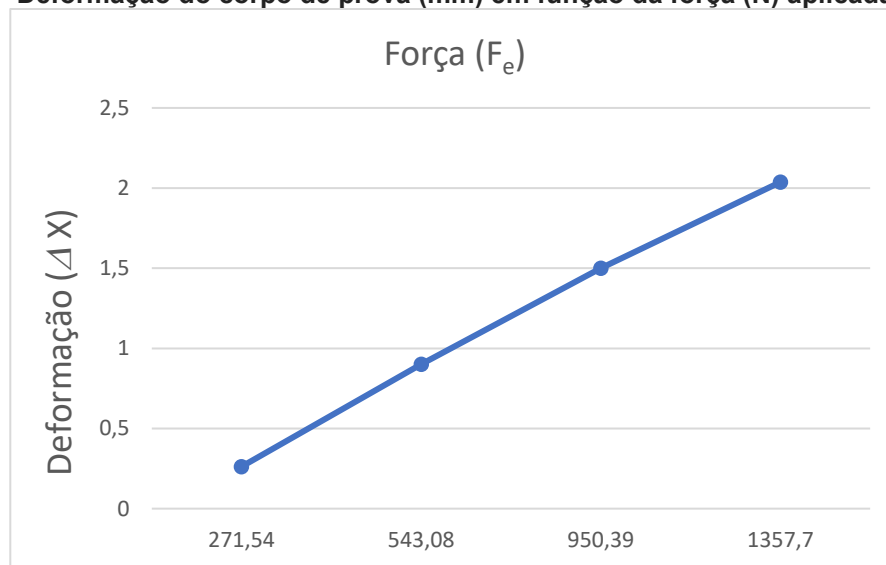
ΔX = Deformação do corpo

K = Constante elástica

Na plotagem do Gráfico 2 com a reta representando a equação:

$\Delta X = F_e / K$, quanto maior a constante de proporcionalidade K maior será a rigidez do sistema de fixação da fratura e menor será do ângulo de inclinação da reta com a abscissa e consequentemente menor será coeficiente angular desta reta representado pela tangente deste ângulo.

Gráfico 2 – Deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema



Fonte: Autoria própria (2024)

Os ensaios mecânicos foram realizados submetendo os corpos de prova (osso-implante) a carga de até 1.357,70 N em uma máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 10000 (Canton, MA, EUA), com célula de carga com capacidade máxima de 5 toneladas do laboratório de ensaios mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da UTFPR. Foram realizados ensaios mecânicos estáticos de compressão.

Após a realização do ensaio mecânico (EM), foram comparadas com as médias dos resultados do ensaio mecânico estático de compressão de cada sistema com os dados da simulação numérica pelo MEF do modelo ósseo 3D com as propriedades mecânicas do polímero utilizado na manufatura aditiva.

3.5 Tecnologia CAM

3.5.1 Manufatura Aditiva do Modelo Ósseo

O modelo ósseo virtual deste estudo foi criado a partir da aquisição de imagens de TC e se mostrou adequado para a realização da manufatura aditiva, mantendo as características geométricas do objeto real. Foram mantidas as características morfológicas e as dimensões do objeto real (extremidade distal do fêmur).

Os softwares de ambiente CAM utilizados neste estudo para a geração do GCode e a realização da impressão dos modelos ósseos 3D e implantes ortopédicos foram os *softwares Cura®* para uso de tecnologia FDM, *Chitubox®* para uso da tecnologia DLP e o programa *Magics®* para uso da tecnologia SLS e EBM.

Foi obtido o modelo anatômico por meio de MA, com polímero termoplástico poliamida na apresentação de pó com densidade de 1 g/cm³, de cor branca (Fotografias 1 e 2) utilizando equipamento com tecnologia de MA com método de fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion Method* - PBFM) do tipo sinterização seletiva a laser (*Selective Laser Sintering* - SLS) em um equipamento HiQ fabricante 3D Systems® com potência de laser 12,5 a 20 W (Fotografia 3). Para planejamento da produção, modelagem, revisão da malha e disposição do objeto na bandeja de impressão foi utilizado o *software Magics®* (Materialize, Bélgica).

O fragmento proximal do modelo ósseo virtual apresentou as dimensões 76,03 mm, 81,41mm e 100,06 mm (X, Y e Z) medidas no *software Meshmixer®*. O modelo ósseo foi manufaturado em poliamida com a tecnologia SLS com as foi produzido em escala 1:1, com resolução do dispositivo de $\pm 0,01$ mm, com altura da camada de 0,1mm, sinterizado a temperatura de 175°C. 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 (Fotografia 1 e 2).

O modelo ósseo 3D não necessitou de pós-processamento para realização dos ensaios mecânicos.

Fotografia 1 - Modelo anatômico obtido com MA com a tecnologia SLS



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 2 – Interior do modelo ósseo com alto grau de definição de detalhes da região medular óssea



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 3 - Equipamento de MA com a tecnologia SLS localizado no Centro da Tecnologia da Informação (CTI) Renato Acher em Campinas - SP



Fonte: Autoria própria (2024)

3.5.2 Manufatura Aditiva dos Implantes Ortopédicos Placa (Linear e Placa em H)

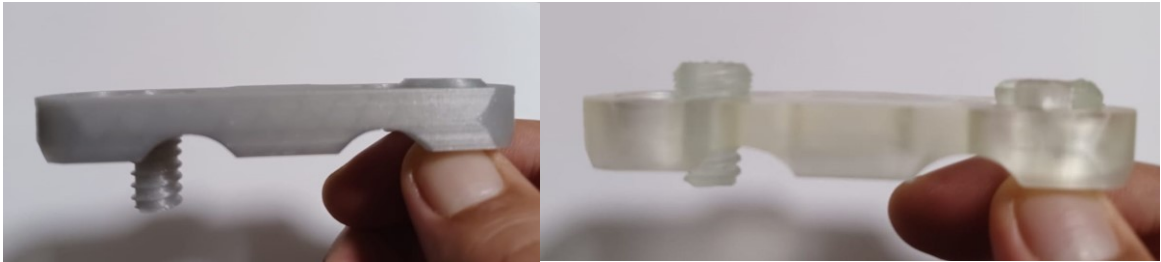
O projeto de ambas as placas foi revisado para se gerar um objeto 3D o mais acurado possível onde as rosas de bloqueio das cabeças dos parafusos possuíssem o encaixe que permitisse o bloqueio efetivo destes na placa. Após a aprovação do design das placas foram gerados os arquivos .stl dos objetos e estes foram manufaturados com tecnologia FDM (*Fused Deposition Modelling*) e DLP (*Digital Laser Printing*) com dimensão de 100 e 300% do tamanho original do projeto com objetivo de validar a geometria e o encaixe dos parafusos. Com o aumento de 300% houve uma condição favorável para esta análise (Fotografias 4 e 5). Com a tecnologia de FDM houve grande acurácia da geometria da rosca da cabeça dos parafusos e rosca dos orifícios da placa (Fotografia 5). A manufatura aditiva da placa e dos parafusos com a tecnologia DLP não apresentou a mesma acurácia como demonstrado com a tecnologia FDM (Fotografia 5).

Fotografia 4 - Modelos dos implantes impressos com a tecnologia FDM em escala de 300%



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 5 - Modelos dos implantes impressos com a tecnologia FDM e DLP em escala de 300%



Nota: Foto a esquerda FDM. Foto a direita DLP
Fonte: Autoria própria (2024)

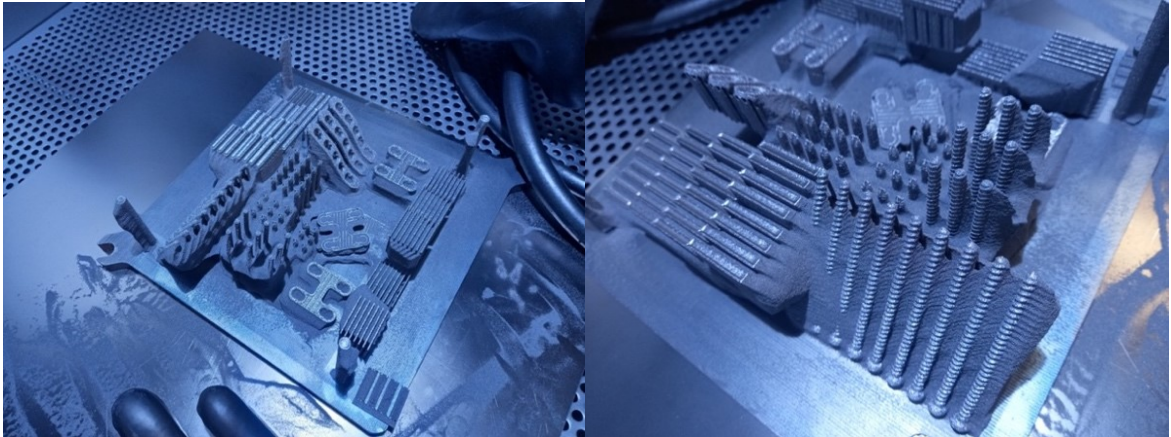
Para realização da MA em metal do protótipo da placa em H houve uma parceria tecnológica com o laboratório de impressão 3D - Laprint do Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Acher em Campinas - SP. O projeto da placa bloqueada reta e da placa em H foram manufacturados com a tecnologia de fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion Method* - PBFM) com técnica de fusão com feixes de elétrons (*Electron Beam Melting* – EBM), em um equipamento Q10 Plus da empresa ARCAM/GE® (Fotografias 6 e 7) com potência de feixe de elétrons de 30 a 60 kV em ambiente a vácuo para se evitar oxidação utilizando partículas de Ti_6Al_4V com a gramatura de 45 a 100 μm . A sinterização foi realizada com feixes de elétrons de 5 a 36 mA. A altura média da camada foi de 0,05 mm com velocidade de escaneamento de 750 mm/s a 4.530 mm/s. A temperatura do leito de pó foi de 495 °C e a temperatura de fusão foi de 940 °C.

Fotografia 6 - Equipamento de MA com a tecnologia EBM localizado no CTI Renato Acher em Campinas - SP



Fonte: Autoria própria (2024)

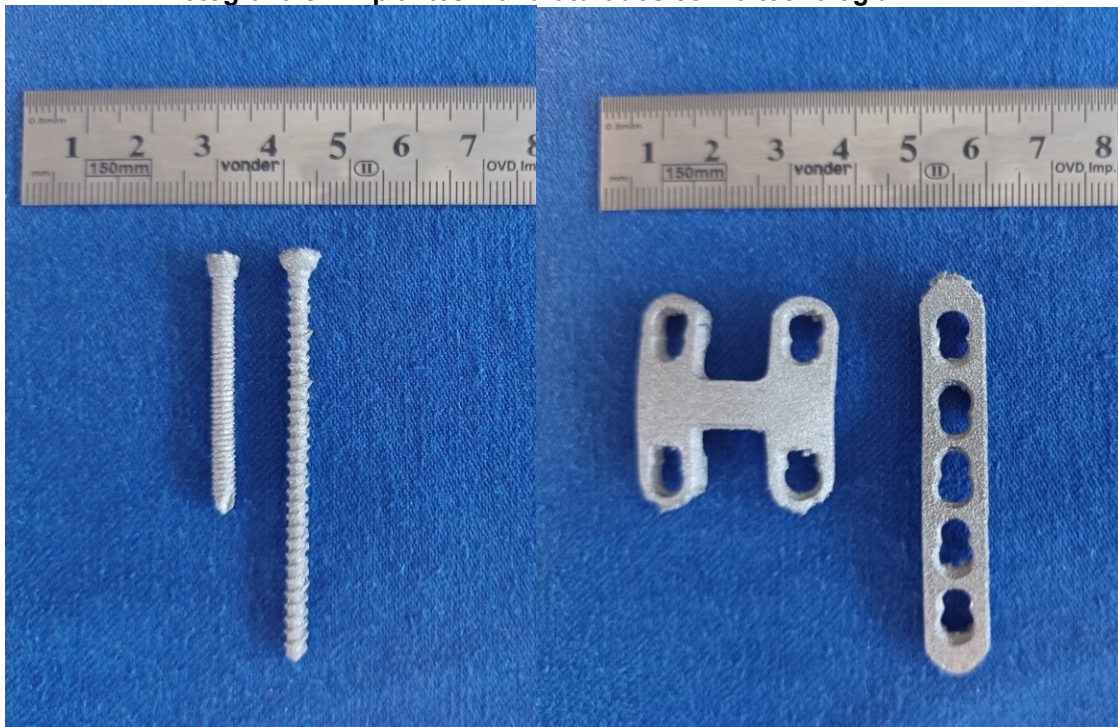
Fotografia 7 – Visão do interior do equipamento de MA com tecnologia EBM mostrado a bandeja de impressão com os implantes



Fonte: Autoria própria (2024)

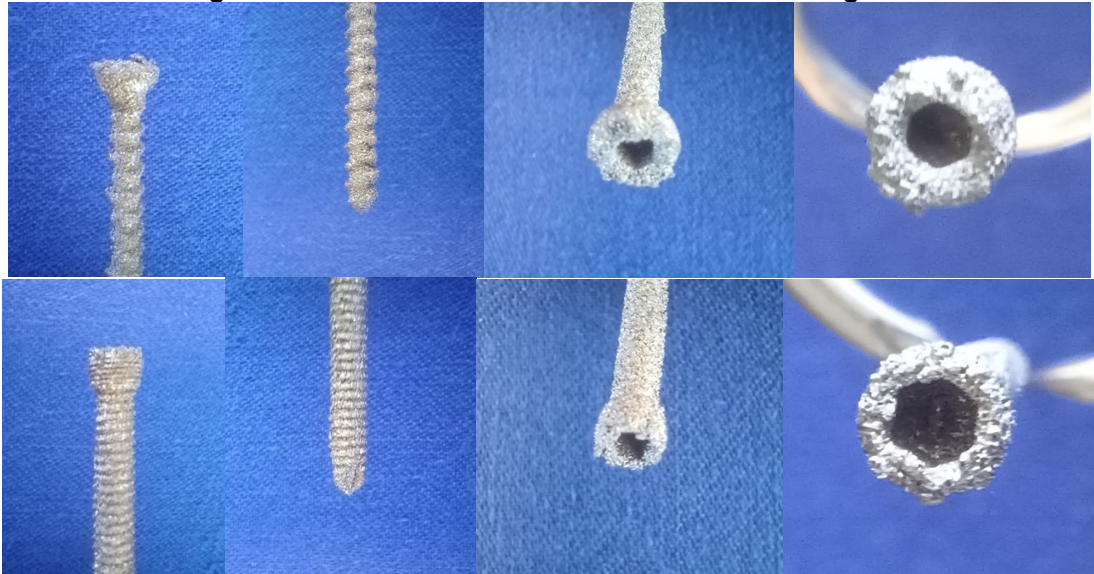
Após a MA com tecnologia EBM dos implantes (placa bloqueada linear e placa H) foi verificado que estes apresentaram alta rugosidade com irregularidades na superfície e nos orifícios dos parafusos incluindo nas roscas para encaixe dos parafusos bloqueados. Devido a estas irregularidades houve a necessidade de processo de pós-processamento para permitir o uso adequado destes implantes (Fotografias 8 a 10).

Fotografia 8 - Implantes manufaturados com a tecnologia EBM



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 9 - Parafusos manufaturados com a tecnologia EBM



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 10 - Placa em H e da placa linear manufaturadas com a tecnologia EBM



Fonte: Autoria própria (2024)

O pós-processamento foi dividido em 2 etapas. Na primeira etapa os implantes foram submetidos a um processo de pós-processamento de superfície com varredura a Laser. Para realização desta fase de pós-processamento dos implantes manufaturados em Ti_6Al_4V houve uma parceria tecnológica com o laboratório da Divisão de fotônica do Instituto de Estudos Avançados (IEAv) da Força Aérea Brasileira (FAB) em São José dos Campos - SP. O polimento a *laser* foi realizado em um *laser* de Yb:fibra da IPG, com potência máxima de 500 W. O *laser* foi acoplado a um *scanning head* da IPG, que foi controlado pelo software IPGScan. A implante ficou em um porta amostras, cerâmico, dentro de uma câmara de vácuo, que é equipada com uma bomba mecânica e outra turbomolecular. A câmara de vácuo atinge pressões da ordem de 10^{-4} a 10^{-5} mbar. Durante o processamento a amostra permaneceu parada e o feixe de *laser* se movimentou sobre sua superfície. Para atingir a superfície do implante, o feixe de *laser*, que saiu do *scanning head*, passou por uma janela de quartzo, pois a amostra se encontra em vácuo, posicionada na parte superior da câmara. A distância focal foi de 258 mm e mantida constante para todos os pós-processamentos. A Fotografia 11 mostra a imagem interna da câmara de vácuo onde é possível se observar a janela superior, por onde o feixe de *laser* passa o porta amostras e atinge a amostra. Para o processamento das amostras foi utilizado uma potência de 130 W, velocidade de varredura de 50 mm/s e espaçamento entre trilhas de 0,1 mm.

Fotografia 11 - Imagem interna do equipamento com câmara de vácuo no momento de varredura do feixe de *laser* localizado no laboratório da Divisão de fotônica do Instituto de Estudos Avançados (IEAv) da Força Aérea Brasileira em São José dos Campos - SP



Fonte: Autoria própria (2024)

Na segunda etapa de pós-processamento, as placas passaram por um pós-processamento com retirada de todas as irregularidades da superfície que permaneciam após o pós-processamento a *laser* utilizando um *drill*. Após esta etapa foi realizada a abertura das roscas com rosqueamento com macho AISI W1 para retirada de irregularidades decorrentes do processo de MA com tecnologia EBM. Verificou-se que as roscas estavam limpas e permitiam adaptação adequada dos parafusos com aperto completo das roscas da cabeça do parafuso na rosca da placa bloqueada (Fotografias 12 e 13).

Fotografia 12 – Macho para abertura dos filetes da rosca da placa



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 13 – Placa H e da placa linear após pós-processamento





Fonte: Autoria própria (2024)

3.5.3 Manufatura Subtrativa dos Implantes Ortopédicos (Parafusos Convencionais e Bloqueados)

Os parafusos manufaturados com a tecnologia EBM não foram utilizados para a realização da simulação cirúrgica e do ensaio mecânico devido a grande número de irregularidades na cabeça e nos filetes das roscas (Fotografias 9 e 10). Para tal finalidade foram usinados todos os parafusos em Ti_6Al_4V grau 23 Eli (Fotografia 14). De acordo com a literatura esta é a liga de Ti_6Al_4V mais empregada na manufatura de implantes ortopédicos devidos as características mecânicas. Foram utilizadas barras de 6 mm e 8 mm para usinagem em um Torno CNC Universal Yamazaki Mazak (Singapura) modelo Quick Turn Smart 150 S com ano de fabricação 2012 na empresa USILAB localizada em São José dos Pinhais - PR (Fotografia 15).

Fotografia 14 – Parafusos usinados em Ti_6Al_4V grau 23 Eli



Fonte: Autoria própria (2024)

Fotografia 15 - Torno CNC Universal Yamazaki Mazak usinando parafuso



Fonte: Autoria própria (2024)

3.5.4 Simulação Cirúrgica

Modelo Anatômico 3D, Implantes Impressos (Placa Linear e Placa em H) e Implantes Usinados (Parafusos)

Após a impressão do modelo anatômico 3D, foi realizada a simulação da osteossíntese com a fixação da fratura.

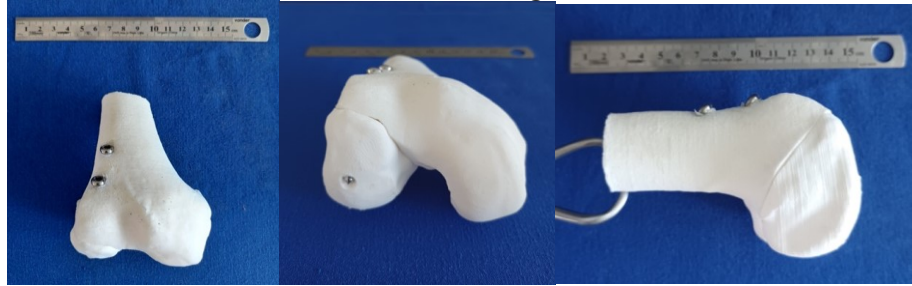
Devido a geometria da região anatômica e ao traço da fratura foi definido que a osteossíntese mais rígida para o tratamento desta lesão seria com a utilização de placa e parafusos na face lateral do côndilo femoral lateral. Este método está em acordo com os estudos recentes que demonstram o uso de placa e parafusos sendo o método mais estável do ponto de vista biomecânico para o tratamento de fratura de Hoffa (SUN *et al.*, 2017) (PIRES *et al.*, 2018) (PIRES *et al.*, 2024).

Foram utilizados implantes ortopédicos neste estudo: parafuso esponjoso 6,5 mm com rosca parcial de 16 mm, parafuso convencional 3,5 mm, placa linear bloqueada reta com 5 orifícios fixada ao osso por 4 parafusos bloqueados 3,5 mm e o protótipo do desenvolvimento tecnológico deste estudo a placa em H com 4 orifícios fixada ao osso por 4 parafusos bloqueados de 3,5 mm (Fotografia 16).

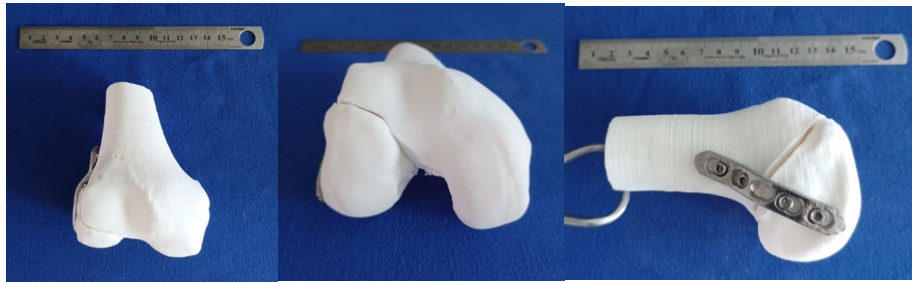
A fixação fratura de Hoffa será realizada de acordo com os princípios de fixação de fraturas articulares da técnica desenvolvida pela AO Foundation (BUCKLEY; MORAN; APIVATTHAKAKUL, 2018).

A fixação do modelo anatômico com o os implantes foram realizados neste estudo de acordo com os estudos de (SUN *et al.*, 2017) (PIRES *et al.*, 2018) (MENDONÇA *et al.*, 2022) e (PIRES *et al.*, 2024).

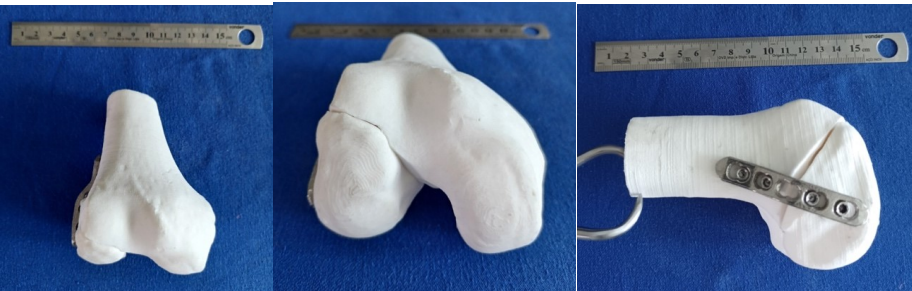
Fotografia 16 – Sistemas de fixação da fratura de Hoffa utilizando implantes impressos com tecnologia EBM na simulação cirúrgica do modelo anatômico impresso em poliamida com tecnologia SLS



Sistema 1



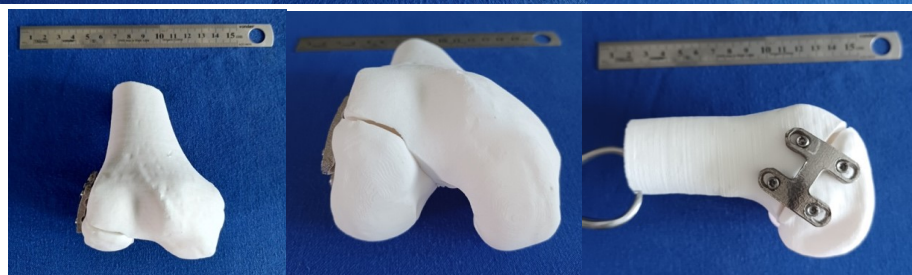
Sistema 2



Sistema 3



Sistema 4



Sistema 5



Sistema 6

Fonte: Autoria própria (2024)

3.5.5 Validação da Simulação Numérica

Ensaio Mecânico Estático de Compressão dos Sistemas Osso-Implante

Para realização do ensaio mecânico estático de compressão foram utilizadas no ensaio 5 unidades para cada sistema. Foram então distribuídos os corpos de prova em seis grupos de cinco unidades totalizando em 30 corpos de prova.

Os corpos de prova do ensaio mecânico (EM) foram preparados com preenchimento interno da área medular óssea do modelo ósseo com areia fina até a região metafisária encobrendo os parafusos que pudessem estar visíveis na área medular óssea.

Após o preenchimento da área interna do modelo ósseo com areia os corpos de prova foram preparados com a fixação de um cilindro metálico de aço com diâmetro de 12,5 mm e comprimento de 14 cm. Os cilindros foram usinados com a superfície lisa para se evitar qualquer tipo de concentração de tensão na se aplicar a carga. Os cilindros foram utilizados como encaixe entre o corpo de prova e a pinça da máquina de ensaio mecânico. Para fixar o cilindro metálico ao corpo de prova foi utilizada 50 g de resina poliéster escura acrescido de 5% (2,5 g) de catalizador para resina. O tempo aproximado de catalização da resina foi de 4'10'', o tempo aproximado de polimerização foi de 5'03'' e a temperatura aproximada de polimerização foi de 94°C.

O cilindro metálico foi fixado ao corpo de prova, sendo calibrado o posicionamento com auxílio de um goniômetro para reproduzir a posição de 10° de flexão do joelho como realizado na simulação com MEF. A área de aplicação da carga foi a mesma área determinada na simulação com MEF (Fotografia 17).

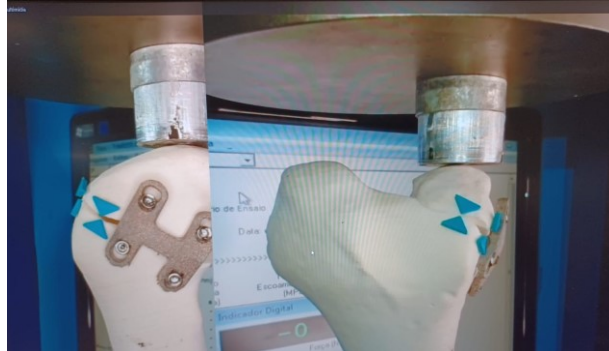
Fotografia 17 – Corpo de prova preparado com cilindro metálico e resina de poliéster posicionado e fixado ao equipamento de ensaio mecânico



Fonte: Autoria própria (2024)

Foram fixados ao corpo de prova marcações fiduciárias para análise visual do deslocamento e deformação do modelo ósseo. Estas marcações fiduciárias foram confeccionadas com MA em PLA verde em formato de triângulo com as arestas dos catetos medindo 7 mm. Estas marcações fiduciárias foram coladas com cianoacrilato em pontos opostos dos fragmentos na linha da fratura (Fotografia 18); um ponto na área articular representado o ponto B na simulação pelo MEF e outro ponto não articular na face lateral do côndilo femoral lateral.

Fotografia 18 - Corpo de prova com as marcações fiduciárias para análise visual do deslocamento e deformação do modelo ósseo 3D



Fonte: Autoria própria (2024)

O ensaio mecânico foi realizado em um equipamento EMIC modelo DL 10000. Foi utilizado no ensaio mecânico uma célula de carga de 500kg com aparato de compressão com o corpo de prova fixo na parte inferior pelo cilindro e na parte superior do aparato montado o prato da superfície de compressão conectado a célula de carga (Fotografia 19).

Fotografia 19 - Corpo de prova fixado ao equipamento de ensaio mecânico com posicionamento simulando o apoio do membro inferior durante descida de escada.



Fonte: Autoria própria (2024)

Para realização do ensaio mecânico dos corpos de prova foi calibrado em média uma pré-carga de aproximadamente 90 N sobre a área de contato do côndilo femoral lateral antes da aplicação progressiva da carga. Esta foi aplicada com velocidade de progressão 1mm/min até a carga máxima estabelecida de 1.500 N. A carga aplicada ao corpo de prova no ensaio mecânico reproduz a força aplicada ao domínio (sistema osso-implante) na simulação pelo MEF. Esta carga aplicada promove a deformação do corpo de prova e possui a mesma direção e sentido da força aplicada ao fragmento distal do domínio, reproduzindo o deslocamento no eixo Z com avaliado na simulação pelo MEF.

3.6 Análise Estatística

Com objetivo de explorar de maneira descritiva o comportamento dos nossos dados, utilizamos de valores de média ($\pm$ Desvio Padrão - DP) e mediana (mínima-máxima) para as variáveis quantitativas de interesse (Tabela 7 e 8). Utilizamos também de visualizações gráficas usando a técnica de Box-plot, com a marcação da média por meio de um quadrado de cor preta no gráfico (Gráfico 4). Para verificar a significância estatísticas de nossas conclusões, utilizamos um modelo de GLM (*General Linear Model* - modelo linear generalizado) para verificar a diferença entre a variável dependente de interesse, entre quatro momentos de aplicação de força diferentes (271,54 N, 543,08 N, 950,39 N e 1357,70 N) e seis sistemas de fixação (Tabela 9). Para o modelo, assumimos que a distribuição da VD (variável discreta/dependente) ficou mais bem modelada com uma distribuição Gamma (Gráfico 3), para variáveis contínuas assimétricas, e a função de ligação escolhida foi a logística, por conta dos resíduos. Aplicamos um teste de post-hoc de Tukey (Tabela 10 e 11) para validar a diferença entre as médias dos valores do deslocamento em cada sistema durante o ensaio mecânico. A normalidade dos resíduos foi verificada por meio de um Q-Q plot. Para o cálculo de concordância entre os métodos estudados (Ensaio Mecânico vs. Método de Elementos Finitos), aplicamos o teste descritivo de Bland-Altman (Tabela 12) (Gráfico 5) seguido de uma análise de Coeficiente de Concordância entre Classes (CCC) (Tabela 13). Por fim, o cálculo de tamanho amostral, utilizamos o valor do tamanho de efeito de uma modelagem linear do n^2 parcial, e com ele conseguimos identificar o tamanho mínimo amostral necessário para realização do ensaio mecânico. De acordo com o teste estatístico ANOVA para se determinar o tamanho amostral total com vistas a realização de um teste estatístico

com poder máximo, foi definido o número de 12 unidades amostrais ao todo, 2 unidades para cada sistema osso-implante (Gráfico 6). Em nosso estudo realizamos um ensaio mecânico estático de compressão com 30 corpos de prova (unidades amostrais) sendo 5 unidades para cada sistema.

Para todos os testes, valores de $p < 0.05$ foram considerados suficientes para rejeitar a hipótese nula de que a osteossíntese com placa em H não possui maior rigidez mecânica que as osteossíntese convencionais e considerar o resultado significativo estatisticamente.

Todas as análises estatísticas, construção de gráficos e tabelas foram realizadas no *software* estatístico JAMOV versão 2.5.0 que é baseado na linguagem R.

Tabela 7 - Estatística descritiva das medidas da deformação (mm) nos sistemas em 4 momentos (Força / N) durante o ensaio mecânico estático de compressão							
	Sistema	Momento (N)	Média	Mediana	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
Deformação (mm)	1	271,54	0,355	0,332	0.1406	0.156	0.501
		543,08	0,563	0,534	0.2180	0.288	0.893
		950,39	1,106	1,067	0.4291	0.489	1.540
		1357,70	1,340	1,307	0.5129	0.697	2.050
	2	271,54	0,444	0,450	0.0113	0.427	0.453
		543,08	0,864	0,845	0.0511	0.803	0.932
		950,39	1,538	1,574	0.1335	1.358	1.687
		1357,70	2,255	2,358	0.2305	1.950	2.478
	3	271,54	0,305	0,307	0.0475	0.237	0.349
		543,08	0,591	0,611	0.0890	0.452	0.685
		950,39	1,047	1,090	0.1553	0.808	1.213
		1357,70	1,581	1,573	0.2120	1.279	1.804
	4	271,54	0,424	0,382	0.1394	0.264	0.640
		543,08	0,816	0,775	0.2413	0.520	1.171
		950,39	1,435	1,403	0.3706	0.917	1.945
		1357,70	2,087	2,236	0.4986	1.327	2.678
	5	271,54	0,462	0,393	0.1605	0.322	0.724
		543,08	0,902	0,843	0.2827	0.642	1.342
		950,39	1,501	1,385	0.4224	1.134	2.134
		1357,70	2,037	1,779	0.5199	1.634	2.817
	6	271,54	0,335	0,339	0.0284	0.290	0.365
		543,08	0,650	0,655	0.0518	0.565	0.697
		950,39	1,097	1,136	0.0789	0.963	1.153
		1357,70	1,558	1,592	0.1100	1.368	1.644

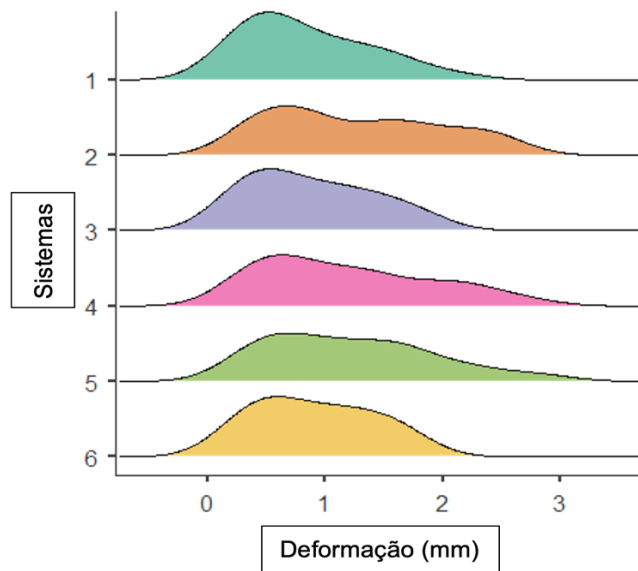
Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 8 - Estatística descritiva dos testes para validar modelo GLMM

	Sistema	Mediana	Assimetria		Curtose		Shapiro-Wilk	
			Assimetria	Erro-Padrão	Curtose	Erro-Padrão	W	p
Deformação (mm)	1	0.647	0.776	0.512	-0.261	0.992	0.919	0.093
	2	1.145	0.353	0.512	-1.238	0.992	0.902	0.045
	3	0.746	0.445	0.512	-1.073	0.992	0.923	0.111
	4	1.044	0.566	0.512	-0.752	0.992	0.932	0.170
	5	1.142	0.620	0.512	-0.245	0.992	0.947	0.319
	6	0.830	0.236	0.512	-1.364	0.992	0.903	0.046

Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 3 - Análise de densidade das médias das medidas da deformação (mm) dos sistemas



Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 9 - GLMM – Distribuição Gamma – Função Log Link

Nome	Efeito	Estimativa	SE	Intervalo de confiança de 95%		z	p
				Mínimo	Máximo		
(Intercept)	(intercept)	-0.1178	0.0211	-0.1589	-0.0761	-5.58135	< .001
Momento 1	543.08 - 271.54	0.6278	0.0597	0.5107	0.7449	10.51600	< .001
Momento 2	950.39 - 271.54	1.1978	0.0597	1.0808	1.3149	20.06385	< .001
Momento 3	1357.70 - 271.54	1.5354	0.0597	1.4183	1.6525	25.71863	< .001
Sistema 1	2 - 1	0.3730	0.0731	0.2295	0.5164	5.10080	< .001
Sistema 2	3 - 1	-5.79e-4	0.0731	-0.1440	0.1429	-0.00792	0.994
Sistema 3	4 - 1	0.3105	0.0731	0.1670	0.4539	4.24628	< .001
Sistema 4	5 - 1	0.3626	0.0731	0.2192	0.5060	4.95923	< .001
Sistema 5	6 - 1	0.0542	0.0731	-0.0892	0.1976	0.74117	0.459

AIC = -27.59 / BIC = 0.27 / R² = 0.867 / X² = 40.9 (p<.001)

Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 10 - Teste de Post-hoc Tukey para avaliação das deformações em relação as forças aplicadas

Comparação		Momento	Diferença	SE	z	p _{Tukey}
Momento	vs					
271.54	-	543.08	0.534	0.0319	-10.52	< .001
271.54	-	950.39	0.302	0.0180	-20.06	< .001
271.54	-	1357.70	0.215	0.0129	-25.72	< .001
543.08	-	950.39	0.566	0.0338	-9.55	< .001
543.08	-	1357.70	0.403	0.0241	-15.20	< .001
950.39	-	1357.70	0.713	0.0426	-5.65	< .001

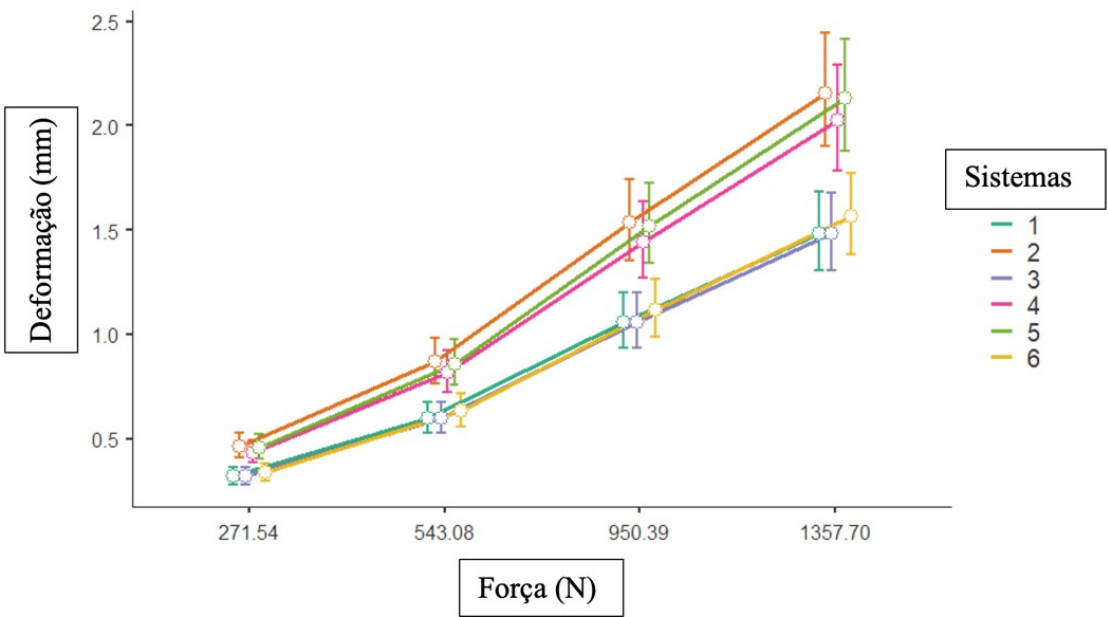
Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 11 – Teste post-hoc Tukey para avaliação das deformações em relação os sistemas

Comparação		Sistema	Diferença	SE	z	p _{Tukey}
Sistema	vs					
1	-	2	0.689	0.0504	-5.10080	< .001
1	-	3	1.001	0.0732	0.00792	1.000
1	-	4	0.733	0.0536	-4.24628	< .001
1	-	5	0.696	0.0509	-4.95923	< .001
1	-	6	0.947	0.0693	-0.74117	0.976
2	-	3	1.453	0.1062	5.10872	< .001
2	-	4	1.064	0.0778	0.85452	0.956
2	-	5	1.010	0.0739	0.14157	1.000
2	-	6	1.375	0.1006	4.35963	< .001
3	-	4	0.733	0.0536	-4.25420	< .001
3	-	5	0.695	0.0508	-4.96715	< .001
3	-	6	0.947	0.0692	-0.74908	0.975
4	-	5	0.949	0.0694	-0.71295	0.980
4	-	6	1.292	0.0945	3.50512	0.008
5	-	6	1.361	0.0995	4.21807	< .001

Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 4 – Avaliação da deformação (mm) função da força aplicada (N) aos 6 sistemas mostrando a média dos resultados do deslocamento

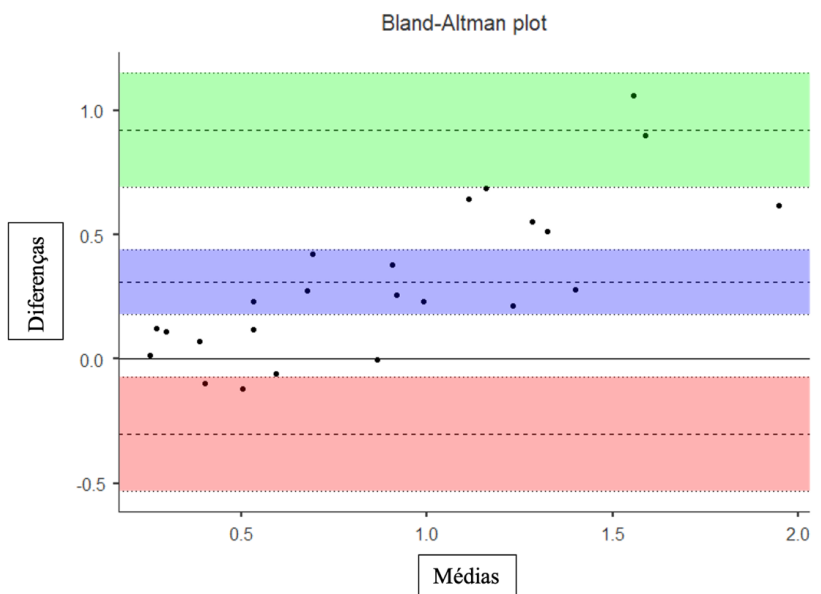


Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 12 – Teste de Bland-Altman (EM vs MEF)

	Estimativa	Intervalo de confiança de 95%	
		Inferior	Superior
Bias (n=24)	0.310	0.178	0.4417
Limite inferior de concordância	-0.302	-0.531	-0.0738
Limite superior de concordância	0.922	0.693	1.1506

Fonte: Autoria própria (2024)

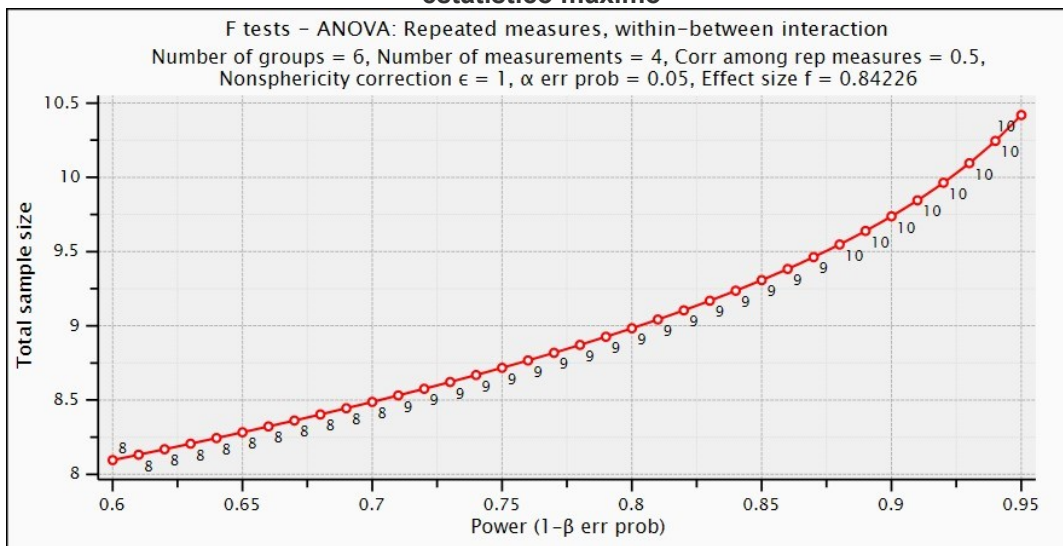
Gráfico 5 – Teste de Bland-Altman para análise de viés dos resultados do EM vs. MEF

Fonte: Autoria própria (2024)

Tabela 13 – Coeficiente de Concordância entre Classes (CCC)

CCC	Estimativa	C.I. Inferior	C.I Superior
	0,666	0,489	0,790

Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 6 – Teste estatístico ANOVA para determinação de tamanho amostral total para poder estatístico máximo

Fonte: Autoria própria (2024)

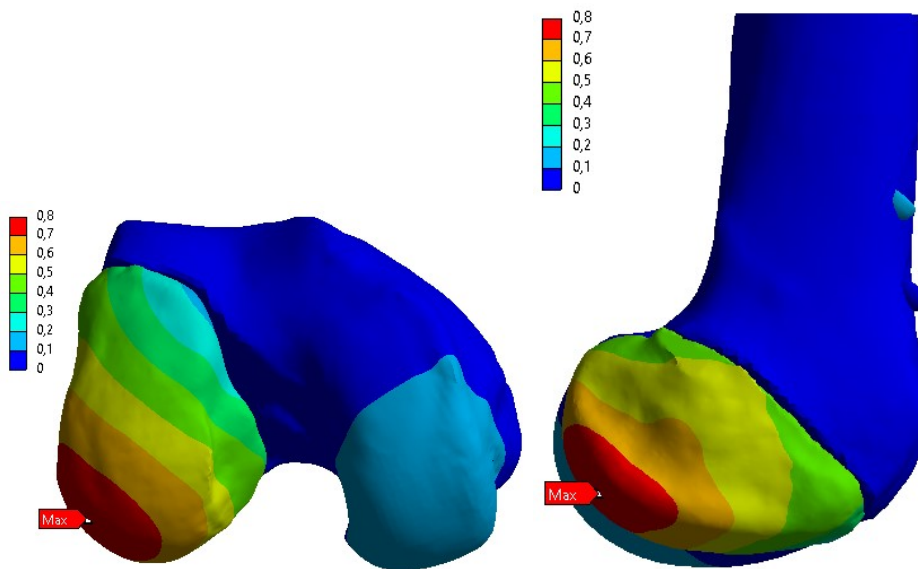
4. RESULTADOS

4.1 Simulação Numérica dos Sistemas Osso-Implante pelo MEF

Tecnologia CAE

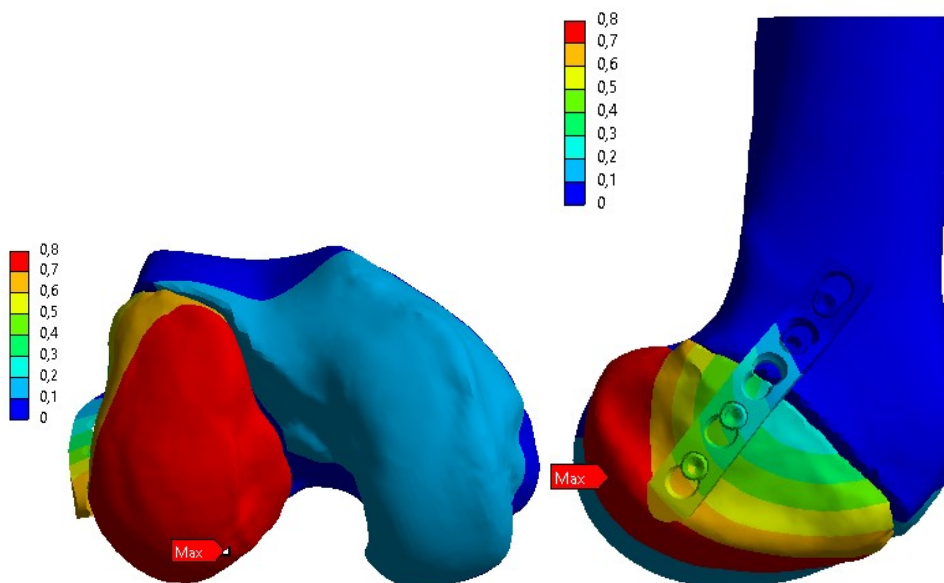
Durante a análise visual observou-se que houve pontos de deslocamento máximo (Figuras 28 a 33) e pontos de concentração de tensão máxima de von Misses (Figura 34 a 39) nos implantes com áreas muito reduzidas não comprometendo áreas críticas da estrutura do implante.

Figura 28 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 1



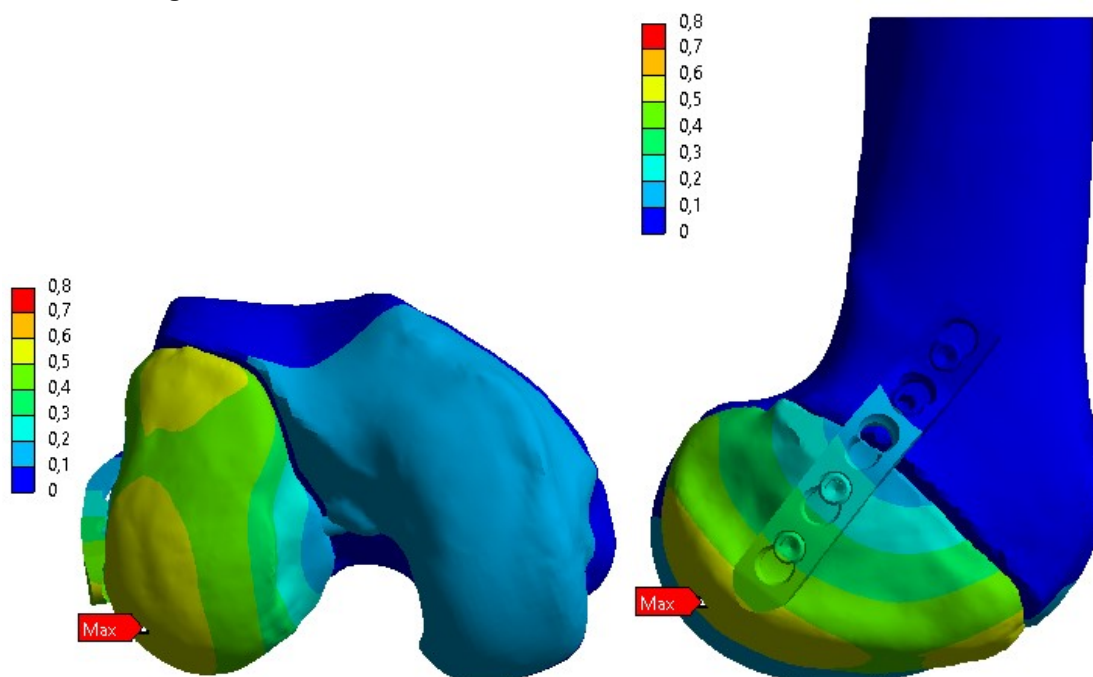
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 29 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 2



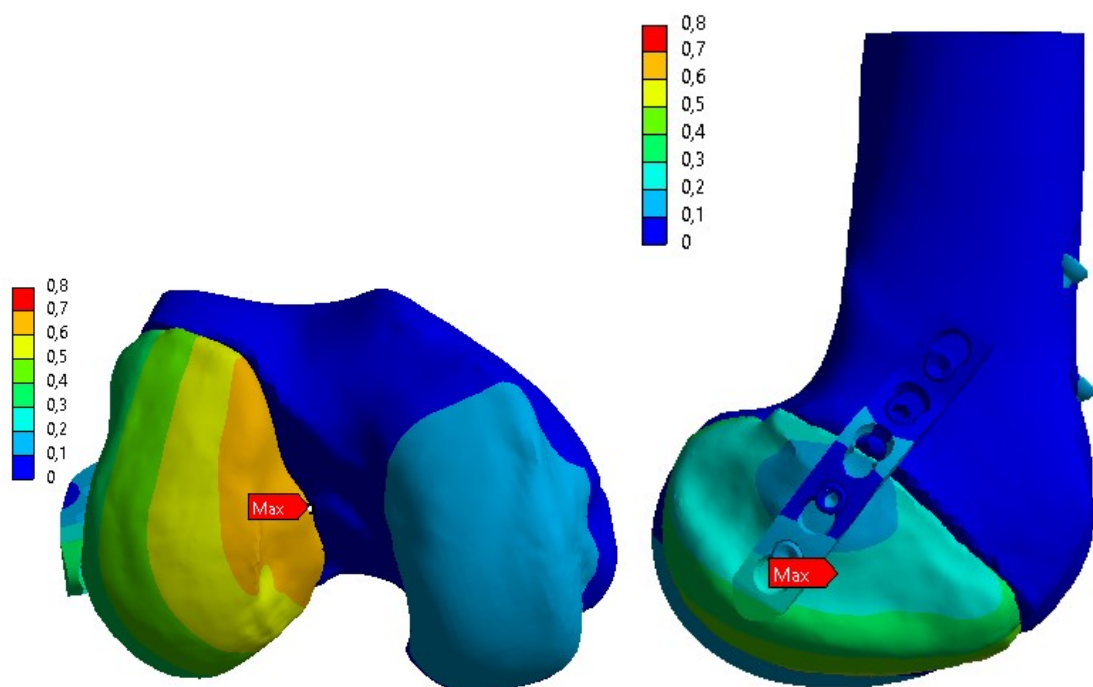
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 30 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 3



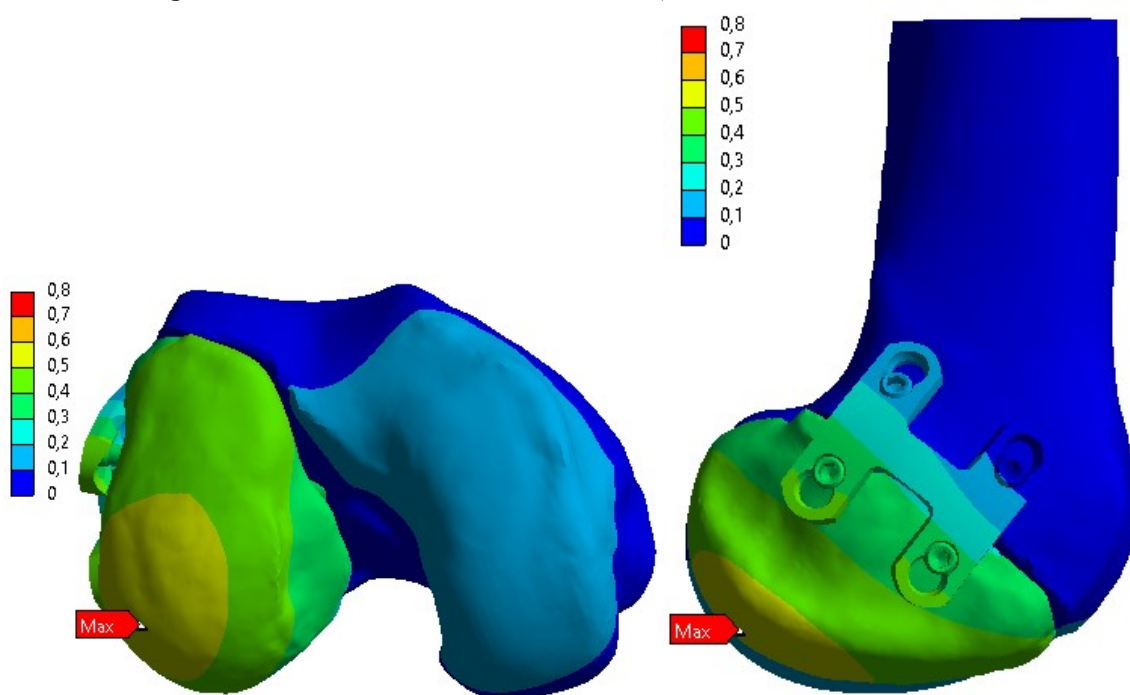
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 31 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 4



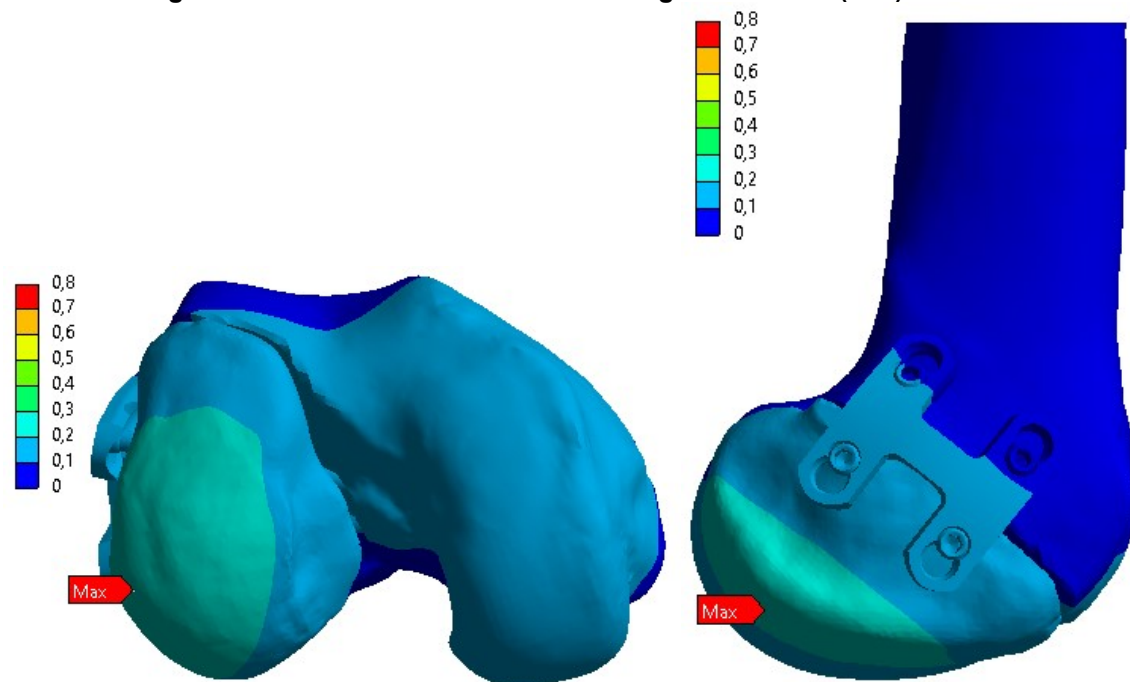
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 32 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 5



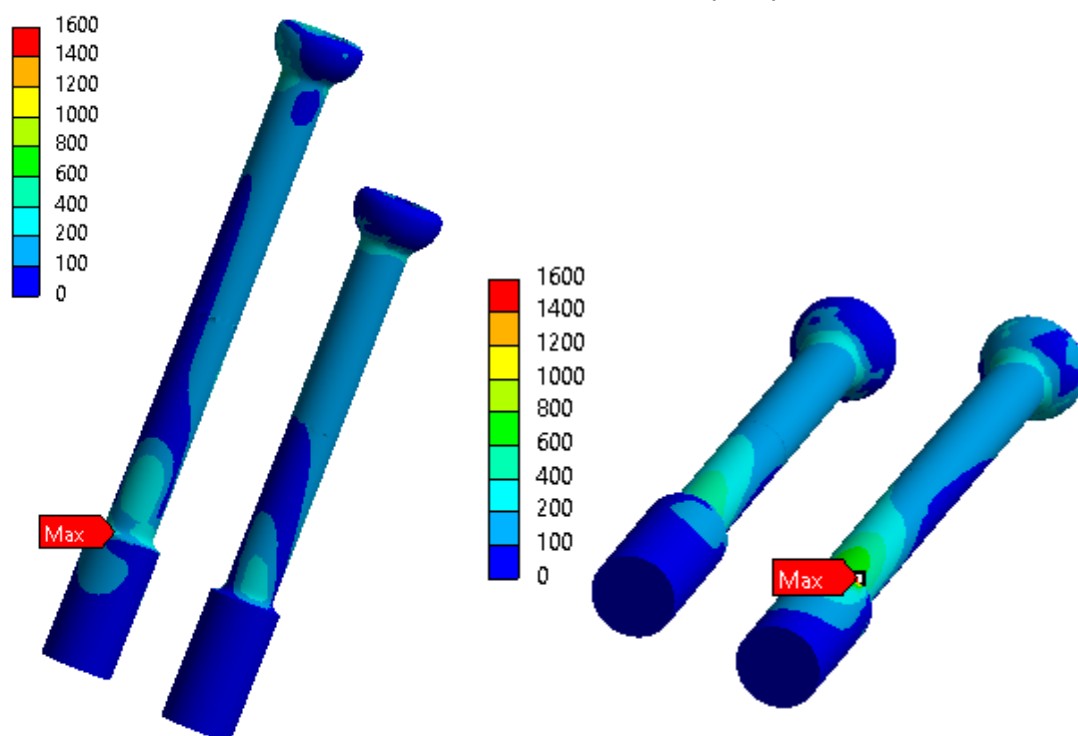
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 33 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) no sistema 6



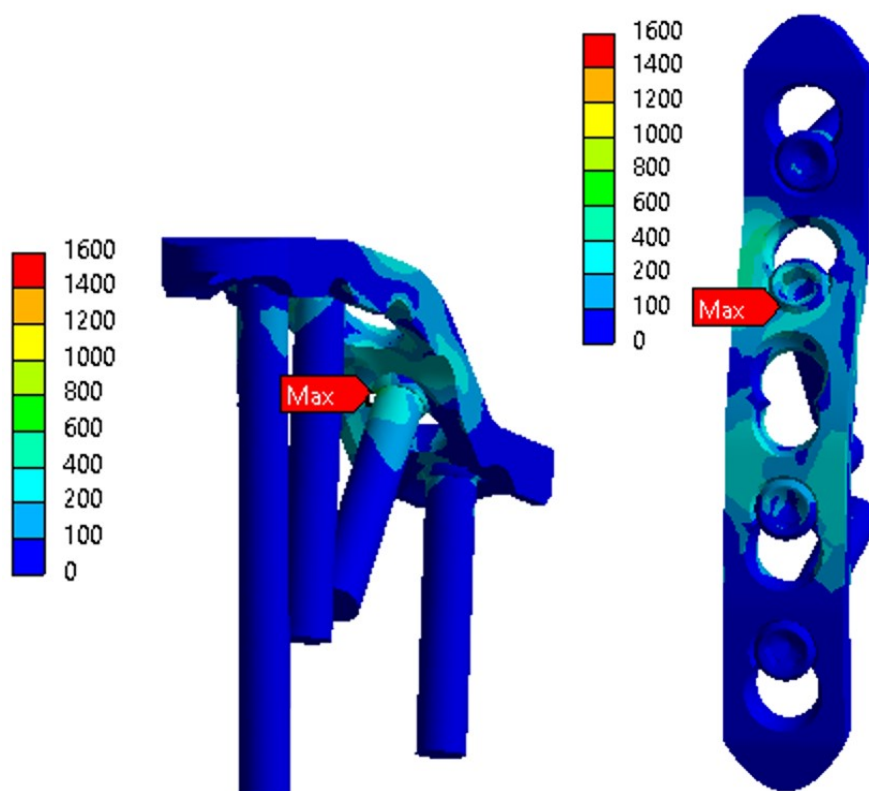
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 34 - Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 1



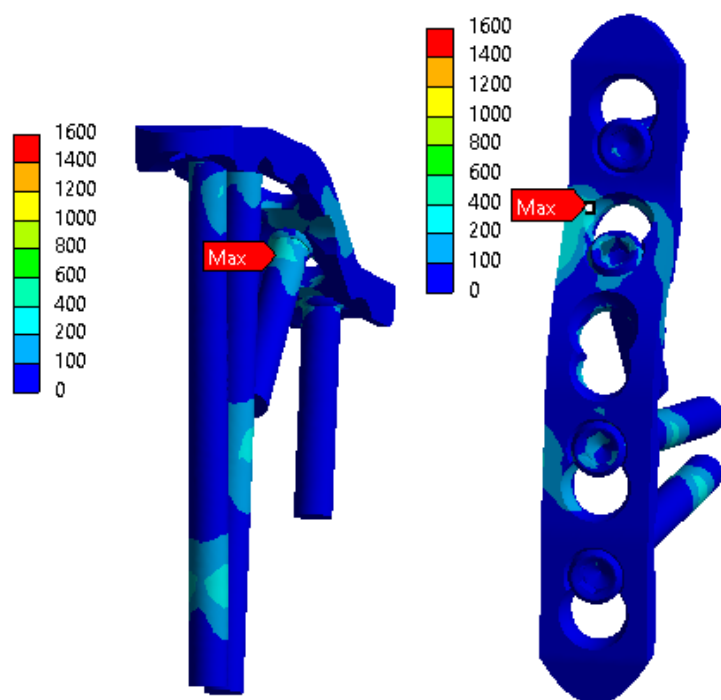
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 35 - Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 2



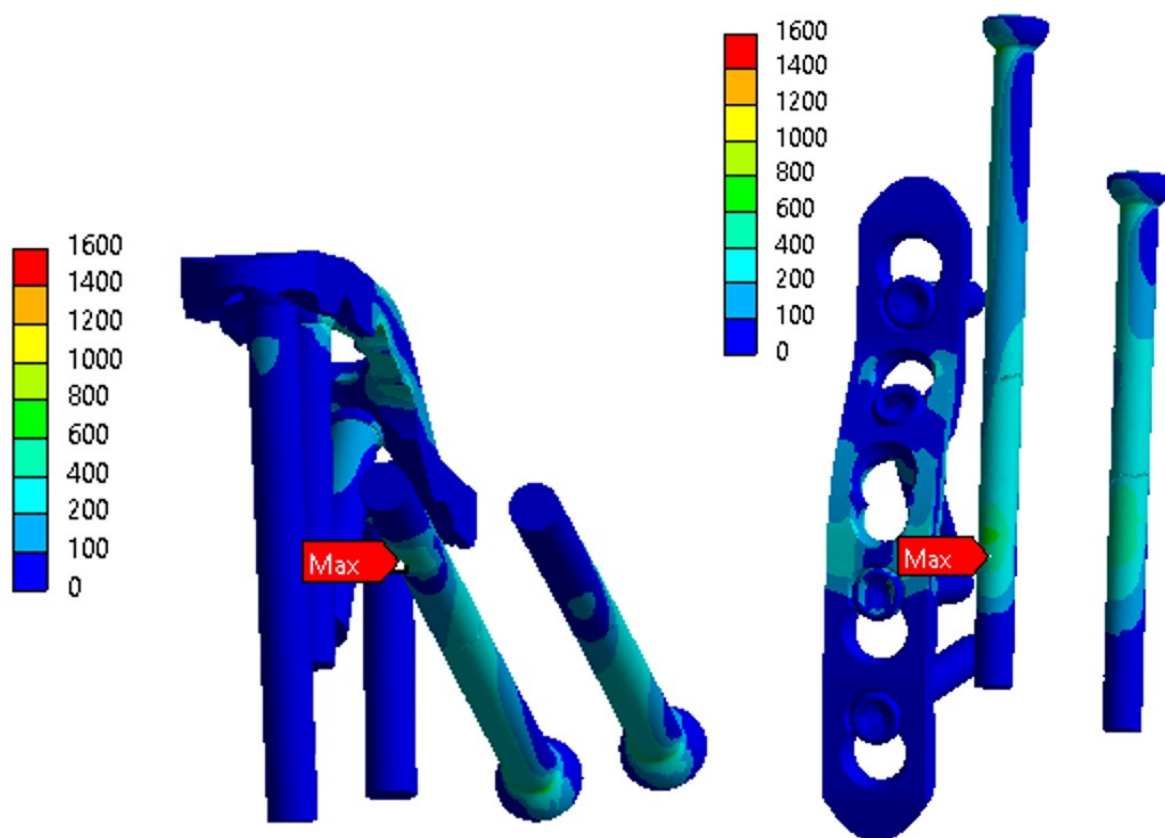
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 36 - Tensão máximas de von Mises (MPa) no sistema 3



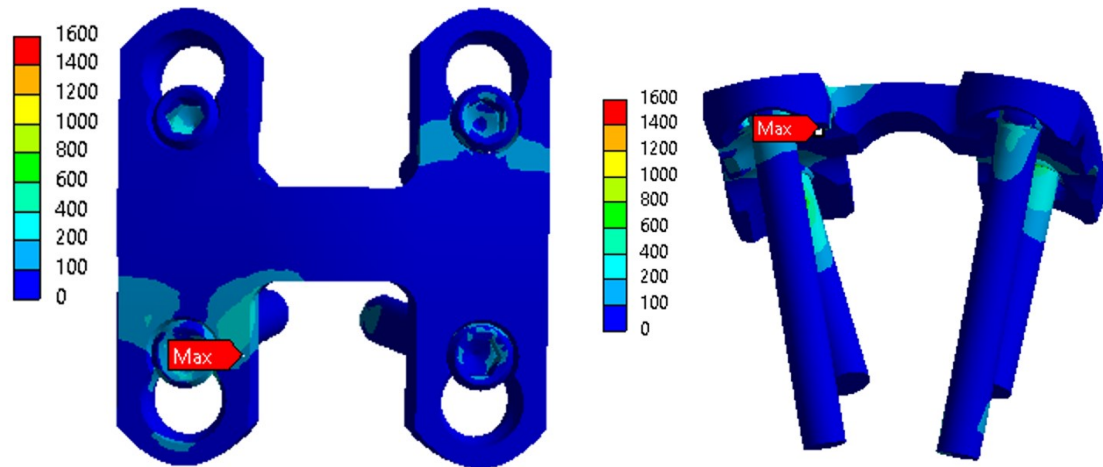
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 37 - Tensão máximas de von Mises (MPa) no sistema 4



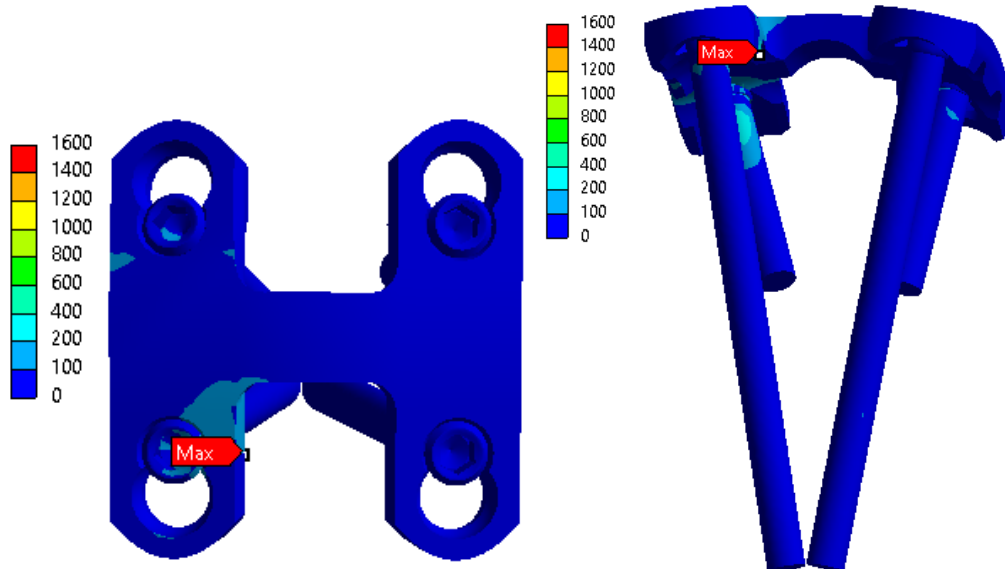
Fonte: Autoria própria (2024)

Figura 38 - Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 5



Fonte: Autoria própria (2024)

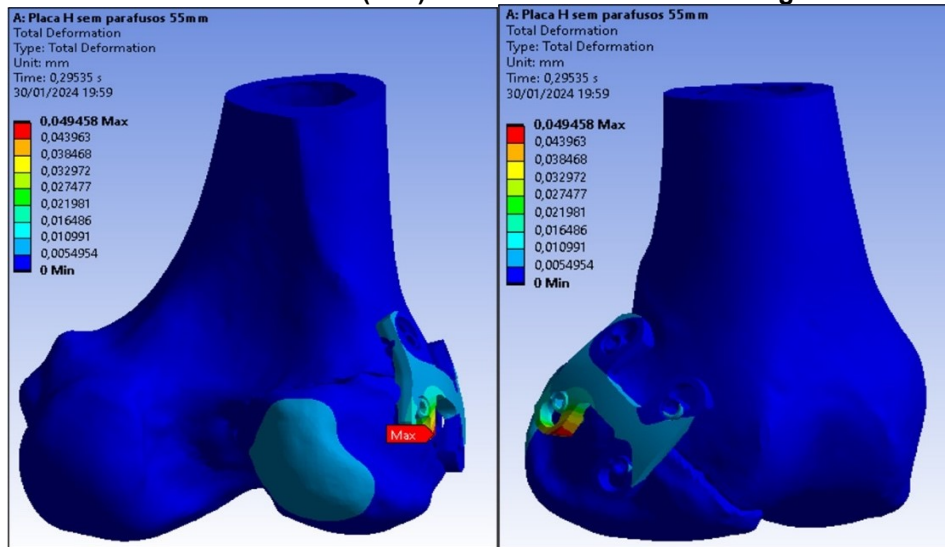
Figura 39 - Tensão máximas de von Misses (MPa) no sistema 6



Fonte: Autoria própria (2024)

Na análise visual do deslocamento ósseo ocorrido no sistema que foi submetido a osteossíntese com a placa em H em uma situação de pós-operatório imediato simulando apoio parcial do membro operado (35 kg representando uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N) de uma pessoa de 100 Kg, pode-se notar que o maior deslocamento do fragmento ósseo foi na parte posterior e de pequena magnitude, e que o deslocamento máximo no sistema foi na parte posterior e distal do implante. De acordo com o gradiente de cores o fragmento distal praticamente não apresenta deslocamento com esta carga (Figura 40).

Figura 40 - Deslocamento máximo (mm) no sistema 6 com um carregamento de 137,34 N

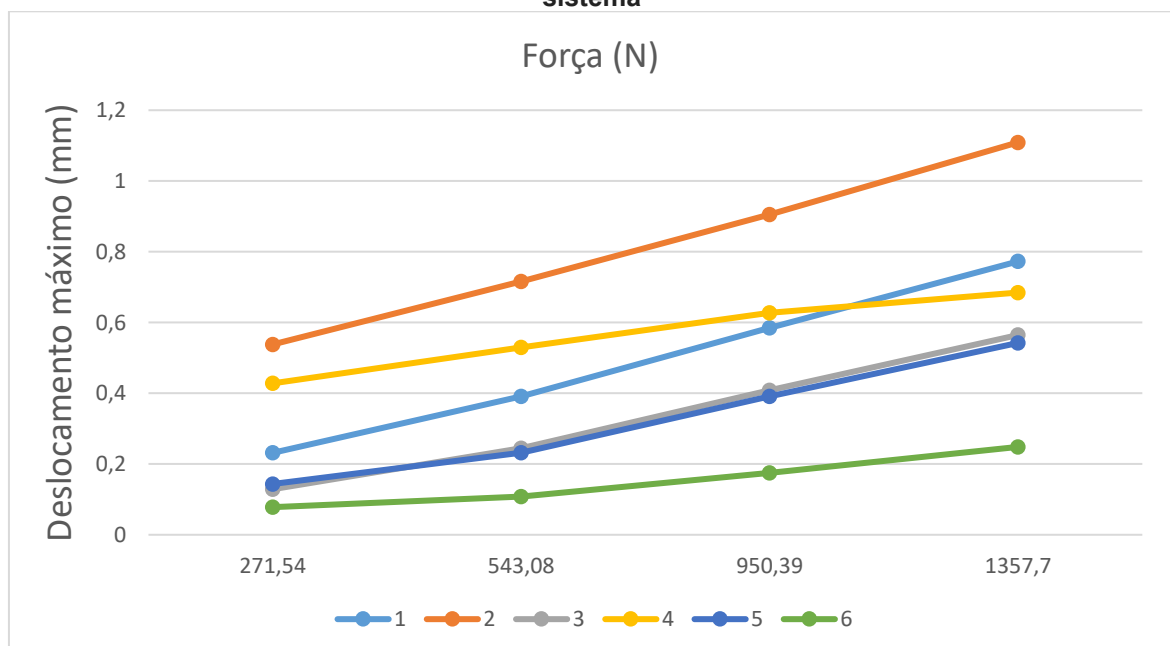


Fonte: Autoria própria (2024)

A análise quantitativa foi realizada de acordo com a mensuração do deslocamento máximo do fragmento distal e do deslocamento dos pontos definidos (4 pontos – A, B, C e D) (Figura 20) para definição os deslocamentos relativos (*strain* interfragmentar) de acordo com a Equação 1.

De acordo com o Gráfico 7 a variação do deslocamento máximo do fragmento distal (mm) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional em todos os sistemas.

Gráfico 7 - Deslocamento máximo do fragmento distal (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema



Fonte: Autoria própria (2024)

Com relação a análise do deslocamento nos pontos definidos da interface da fratura foi observado que os sistemas 2 e 4 apresentaram a maior variação de deslocamento (mm) nos 4 pontos avaliados (A, B, C e D). O sistema 6 apresentou a menor variação de deslocamento máximo (mm) nos 4 pontos avaliados. Ainda foi observado que no sistema 2 ocorreu a maior variação de *strain* interfragmentar. A menor variação de *strain* interfragmentar foi observado no sistema 6 (Tabela 14 e 15).

Sistema	Deslocamento máximo (mm)	Deslocamento médio (mm)	<i>Strain</i> Inter-fragmentário máximo (%)	<i>Strain</i> Inter-fragmentário mínimo (%)	<i>Strain</i> Inter-fragmentário médio (%)
1	0,38	0,37	26,38%	15,11%	19,49%
2	0,75	0,53	41,31%	9,20%	27,12%
3	0,44	0,31	32,73%	7,26%	17,20%
4	0,63	0,39	29,75%	10,22%	20,02%
5	0,33	0,20	22,44%	10,27%	14,51%
6	0,09	0,04	3,92%	2,27%	3,11%

Fonte: Autoria própria (2024)

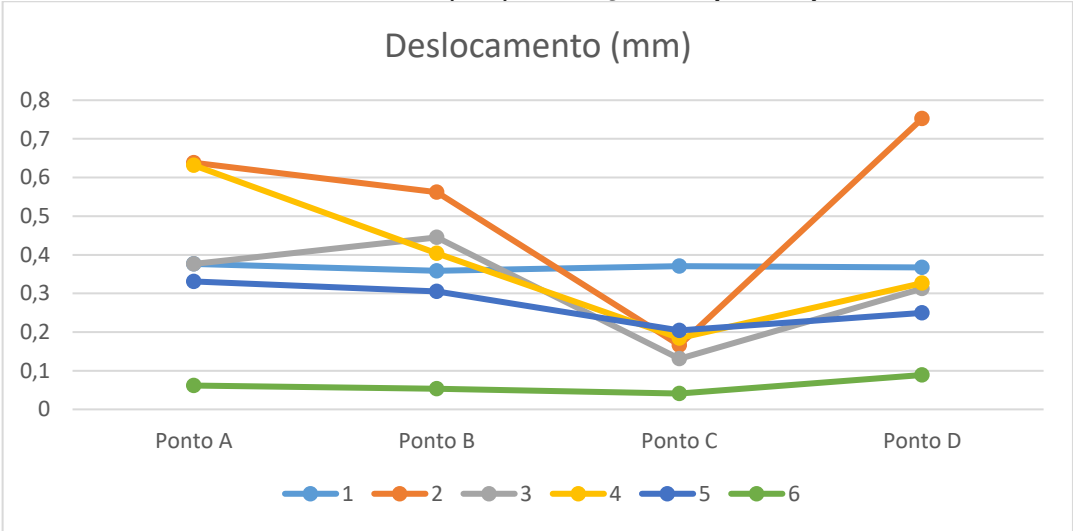
De acordo com os dados encontrados do *strain* interfragmentar nos diferentes pontos definidos pode-se notar que os deslocamentos relativos nos diferentes pontos em um mesmo sistema não variam na mesma proporção (não são diretamente proporcionais). Todos os sistemas de 1 a 6 possuem o maior *strain* interfragmentário máximo na superfície articular. O ponto de maior *strain* interfragmentar é o ponto B localizado na superfície articular, seguido pelo ponto A nos sistemas 3, 4 e 5 e nos pontos não articular C no sistema 1 e ponto D nos sistemas 2 e 6. Os pontos de menor *strain* interfragmentar são os pontos laterais e posteriores, pontos que não são localizados na superfície articular (Tabela 15). Os sistemas 5 e 6 possuem um *strain* interfragmentar médio de 14,51% e 3,11% respectivamente quando aplicado a força de 1.357,70 N simulando uma pessoa de 100kg descendo uma escada com carga total sobre o membro avaliado (Gráfico 8 e 9).

Tabela 15 - Strain interfragmentário (%) máximo e mínimo em cada sistema

Sistema	Strain Interfragmentário máximo (%)	Ponto	Strain Interfragmentário mínimo (%)	Ponto
1	26,38%	B	15,11%	D
2	41,31%	B	9,20%	C
3	32,73%	B	7,26%	C
4	29,69%	B	10,22%	C
5	22,44%	B	10,27%	D
6	3,92%	B	2,27%	C

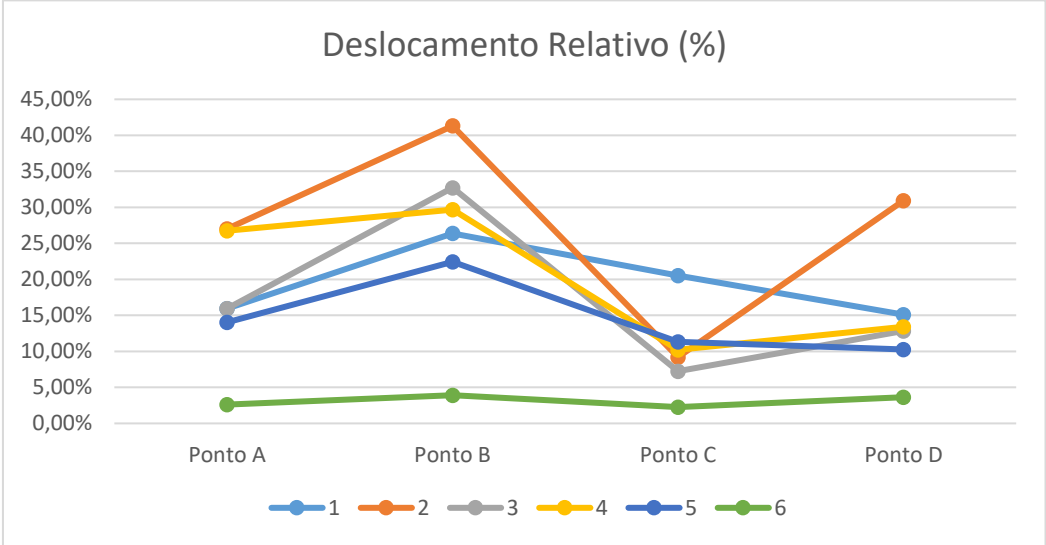
Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 8 - Deslocamento (mm) em função dos pontos por sistema



Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 9 - Deslocamento relativo (%) em função dos pontos por sistema



Fonte: Autoria própria (2024)

Durante a análise visual (quasi-quantitativa) observou-se que houve pontos de concentração de tensão máxima (MPa) nos implantes com áreas muito reduzidas que não comprometeram áreas extensas do implante. Ainda durante a análise quantitativa pode-se notar que a tensão máxima de von Mises foi abaixo do valor de tensão máxima de escoamento para o material (Ti₆Al₄V) que é de 1.020 N, nos sistemas 2 e 3, próximo a este valor nos sistemas 5 e 6, indicado não haver possibilidade de deformação plástica com falha catastrófica do implante durante a aplicação da carga de 1357,70 N. Apenas nos sistemas 1 e 4 houve um valor de tensão máxima de escoamento do Ti₆Al₄V acima de 1.200 N em uma pequena área dos parafusos. Nos sistemas 5 e 6 o valor de tensão máxima de escoamento do Ti₆Al₄V se localizou em uma pequena região do orifício distal e posterior da placa bloqueada (Tabela 16).

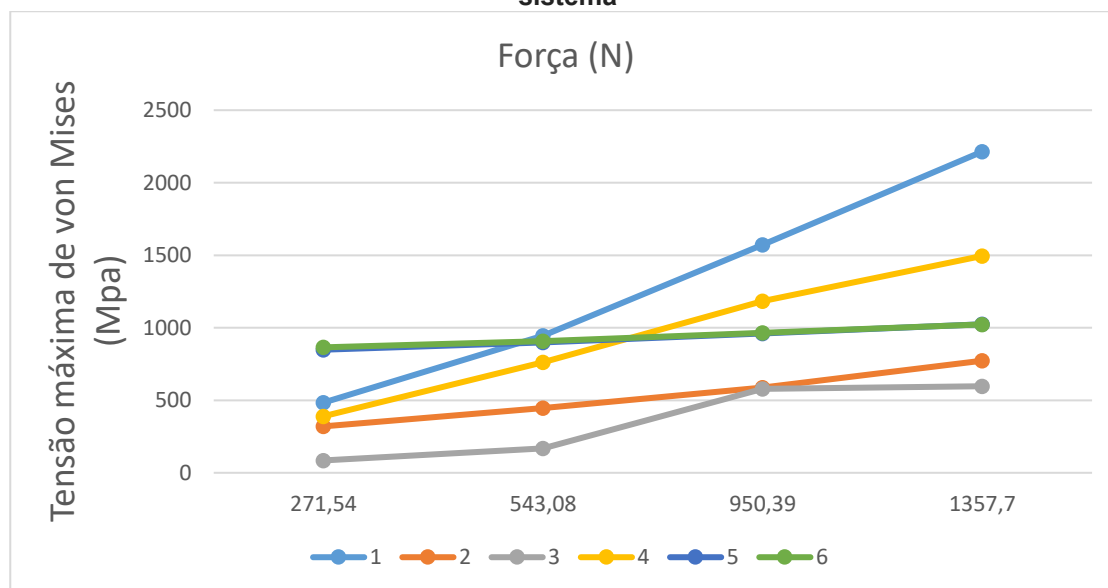
Tabela 16 - Tensão mínima e máxima de von Mises (MPa) ao se aplicar a carga de 1357,70 N em cada sistema

Sistema	Tensão mínima de von Mises (MPa)	Tensão máxima de von Mises (MPa)	Local de pico máximo de tensão de von Mises no implante
1	7,87E-03	2.214,40	Parafuso esponjoso anterógrado proximal Na região da interface entre os fragmentos
2	9,799E-07	772,95	Placa de bloqueio Na região do orifício do parafuso bloqueado proximal ao lado da linha de fratura
3	2,495E-06	596,87	Parafuso bloqueado distal perto da linha de fratura Na região da interface entre os fragmentos e a região no teto do intercôndilo
4	1,250E-05	1.495,30	Parafuso cortical anterógrado proximal Na região da interface entre os fragmentos
5	4,432E-03	1.204,10	Na região do orifício do parafuso bloqueado distal e posterior da placa H
6	9,842E-03	1023,20	Na região do orifício do parafuso bloqueado distal e posterior da placa H

Fonte: Autoria própria (2024)

De acordo com o Gráfico 10 a variação da tensão máxima de von Mises (MPa) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional.

Gráfico 10- Tensão máxima de von Mises (MPa) em função da força (N) aplicada em cada sistema



Fonte: Autoria própria (2024)

De acordo com os dados encontrados do *strain* interfragmentário da simulação a placa em H (sistema 6) em uma situação de pós-operatório imediato simulando apoio parcial do membro operado utilizando 2 muletas (35 kg representando uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N) de uma pessoa de 100 Kg, pode-se notar que houve um deslocamento absoluto e relativo muito pequeno que favorece a consolidação óssea adequada da região articular (*strain* interfragmentário < 2%) (Tabelas 17 e 18) (Gráficos 11 e 12).

Tabela 17 - Deslocamento máximo e mínimo e *strain* interfragmentário máximo e mínimo no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N

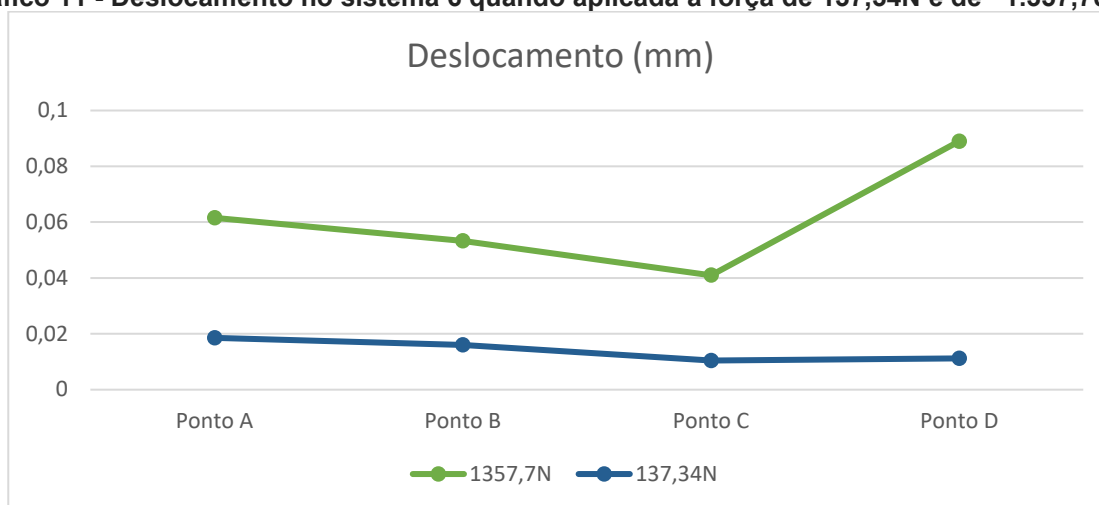
Sistema	Deslocamento máximo (mm)	Deslocamento médio (mm)	<i>Strain</i> Interfragmentário máximo (%)	<i>Strain</i> Interfragmentário mínimo (%)
6	0,018	0,014	1,17	0,46

Fonte: Autoria própria (2024)

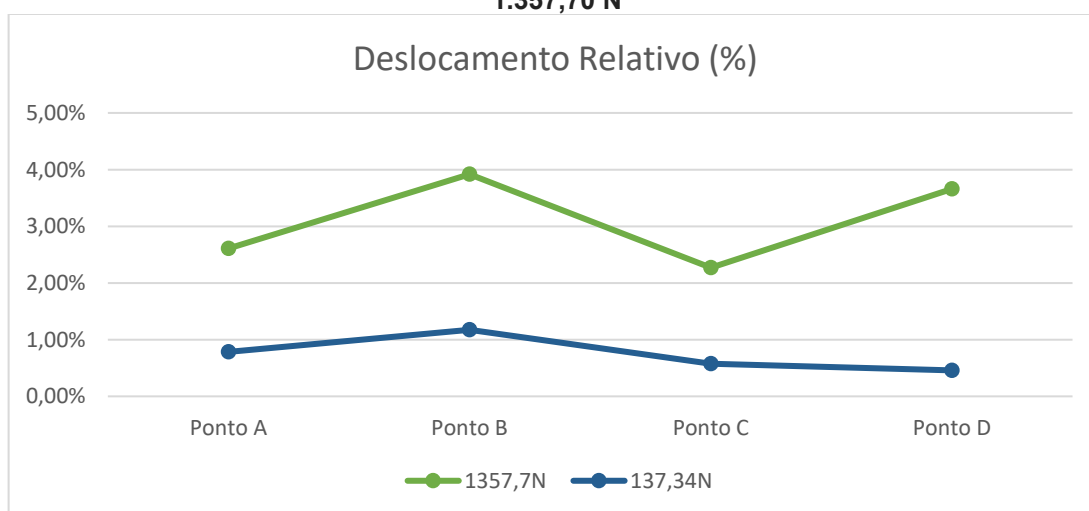
Tabela 18 - *Strain* interfragmentário máximo e mínimo nos pontos da linha da fratura no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34 N

Sistema	<i>Strain</i> Interfragmentário máximo (%)	Ponto	<i>Strain</i> Interfragmentário mínimo (%)	Ponto	<i>Strain</i> Interfragmentário médio (%)
6	1,17	B	0,46	D	0,75

Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 11 - Deslocamento no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34N e de 1.357,70 N

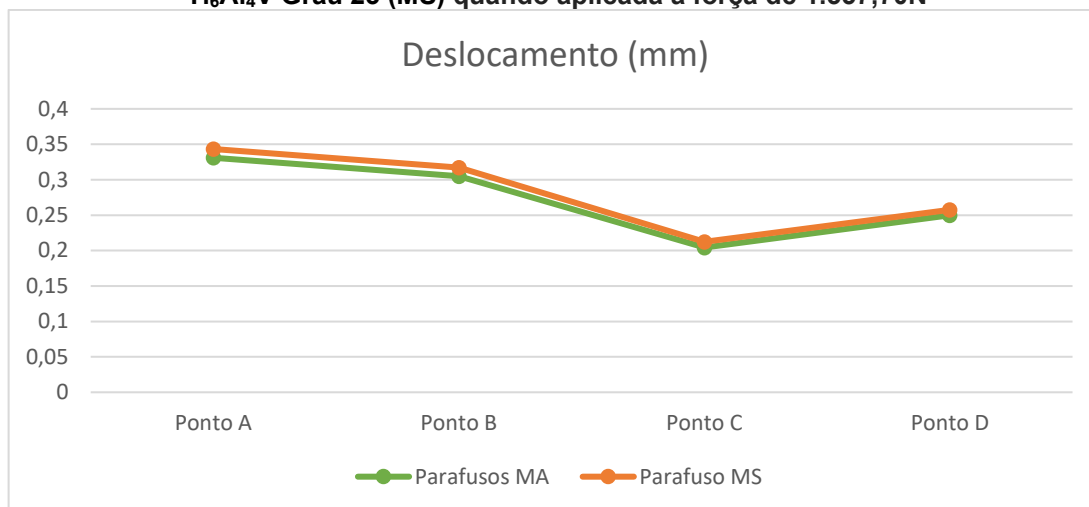
Fonte: Autoria própria (2023)

Gráfico 12 - *Strain* interfragmentário no sistema 6 quando aplicada a força de 137,34N e de 1.357,70 N

Fonte: Autoria própria (2024)

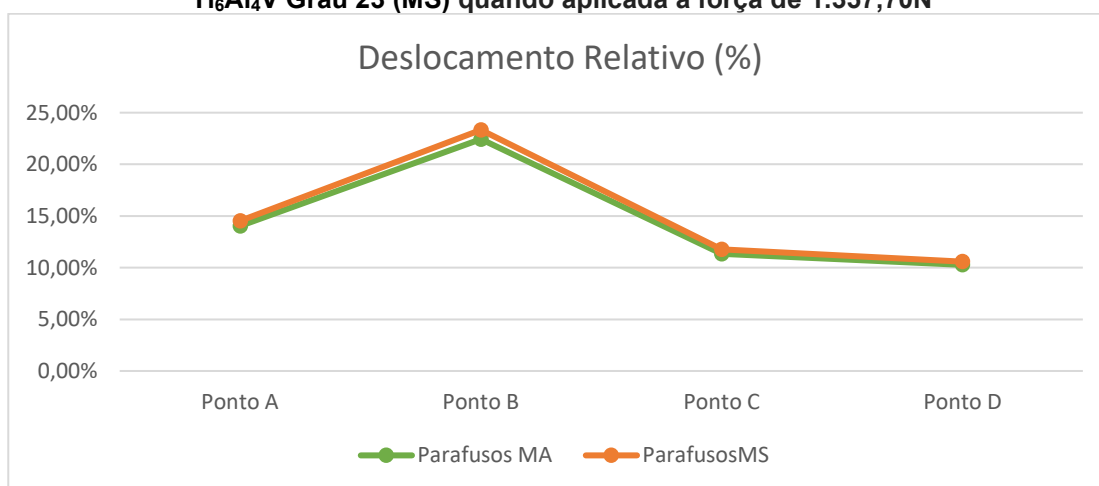
Devido a impossibilidade de uso dos parafusos manufaturados com a técnica EBM, estes foram usinados utilizando barras de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ Grau 23 Eli. Existem pequenas diferenças das propriedades mecânicas das ligas de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ Arcam® e $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ Grau 23 Eli de acordo com a Tabela 8. Para se determinar se há diferença estatística significativa na simulação pelo MEF dos parafusos com as propriedades mecânicas do $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ Arcam® comparados ao $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ Grau 23 Eli foi realizado uma simulação do sistema 5 com a mudança das propriedades mecânicas somente dos parafusos e encontrados os dados de acordo com o Gráficos 13 e 14.

Gráfico13– Deslocamento nos pontos do sistema 5 comparando uso de parafusos manufaturados com Ti₆Al₄V Arcam® (MA) com parafusos manufaturados por usinagem com Ti₆Al₄V Grau 23 (MS) quando aplicada a força de 1.357,70N



Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 14- Strain interfragmentário no sistema 5 comparando uso de parafusos manufaturados com Ti₆Al₄V Arcam® (MA) com parafusos manufaturados por usinagem com Ti₆Al₄V Grau 23 (MS) quando aplicada a força de 1.357,70N



Fonte: Autoria própria (2024)

4.2 Manufatura Aditiva da Placa em H

Tecnologia CAD/CAM

A MA da placa em H foi realizada por meio da tecnologia de EBM. Esta tecnologia de manufatura aditiva, devido a rugosidade da superfície e os suportes na peça, requer um pós-processamento como pode-se observar nas Fotografias 10 a 12. O pós-processamento para regularização da superfície da placa e fresagem da rosca se mostrou muito satisfatório com regularização completa das superfícies como mostrado na Fotografia 20. O pós-processamento foi realizado antes da simulação com o modelo anatômico.

Fotografia 20 – Placa reta e da placa H após o pós-processamento



Fonte: Autoria própria (2024)

4.3 Ensaio Mecânico / Validação da Simulação Numérica

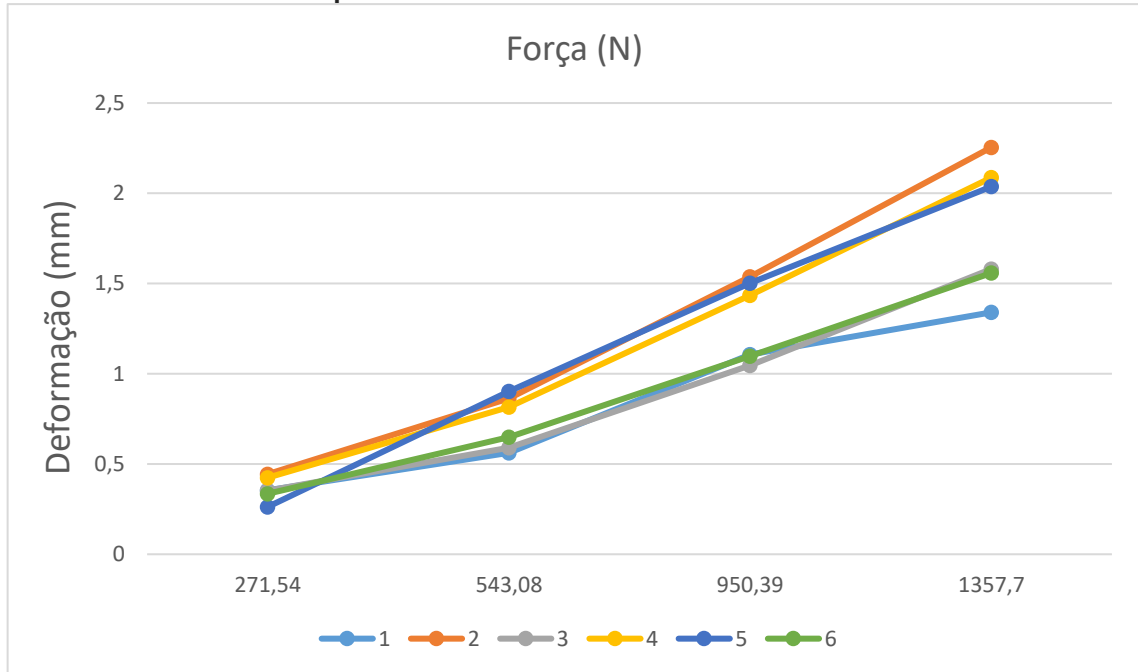
A seguir foram analisados os dados obtidos para se definir a rigidez dos domínios dos sistemas com propriedades mecânicas da poliamida e dos corpos de prova com modelo ósseo 3D manufaturado em poliamida.

De acordo com o Gráfico 15 a variação da deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional. Para realização da plotagem do Gráfico 15 foi realizada a média dos resultados de deformação dos cinco corpos de prova de cada sistema. Três sistemas apresentaram deformação maior que 2 mm (sistema 2, 4 e 5) e três sistemas apresentaram deformação próximo de 1,5 mm (sistema 1, 3 e 6).

De acordo com o Gráfico 16 a variação do deslocamento em Z do domínio (mm) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional como o que ocorreu na simulação dos domínios dos sistemas com as propriedades mecânicas do osso. Somente o sistema 2 apresentou deslocamento em Z maior que 1,5 mm. Todas as outras retas dos outros sistemas ficaram agrupadas com

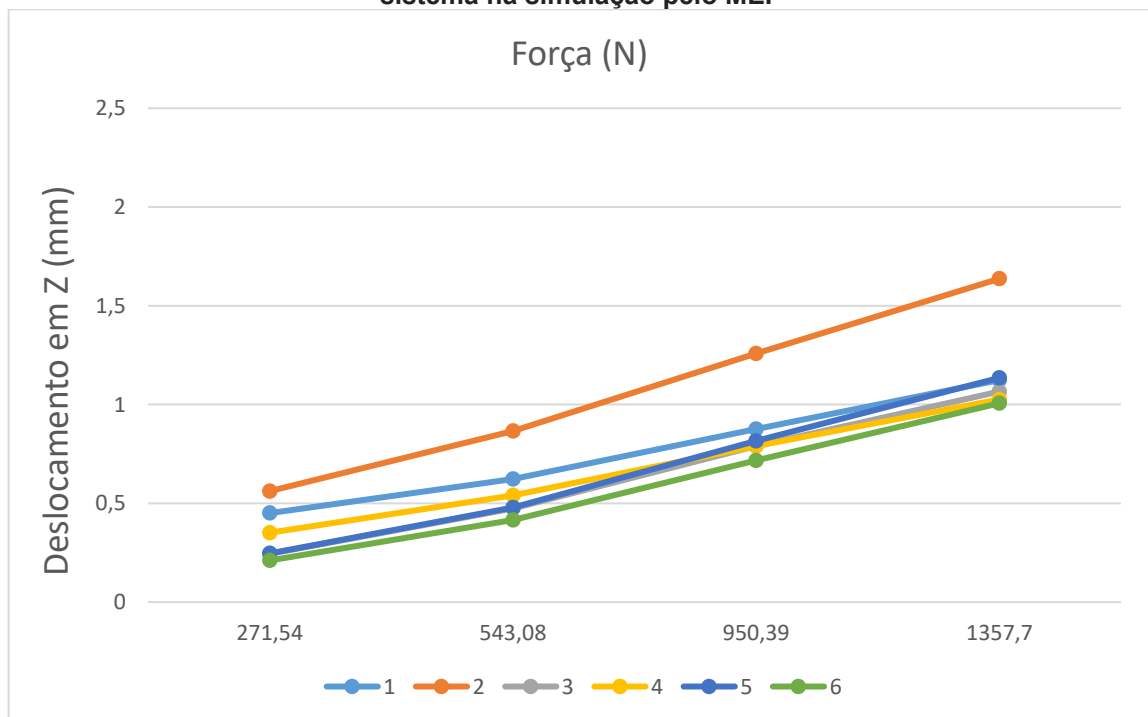
deslocamento próximo do valor de 1 mm, sendo o domínio do sistema 6 (placa em H com parafusos interfragmentares) o domínio de menor deslocamento máximo 1 mm (sistema de maior rigidez da osteossíntese).

Gráfico 15 – Valor médio da deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema no ensaio mecânico



Fonte: Autoria própria (2024)

Gráfico 16 - Deslocamento em Z do fragmento distal (mm) em função da força (N) aplicada ao sistema na simulação pelo MEF



Fonte: Autoria própria (2024)

5 DISCUSSÃO

De acordo com a revisão bibliográfica realizada para esta Tese, os estudos nos últimos 6 anos sobre avaliação biomecânica de implantes ortopédicos utilizando simulação numérica com análise pelo MEF de um segmento dos membros inferiores utilizaram modelos ósseos com as características de aquisição de imagens e segmentação semelhantes aos realizados para o presente estudo.

No presente 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 manufatura aditiva do modelo ósseo. De acordo com a literatura revisada não existe um consenso sobre os parâmetros de aquisição de dados de TC para realização de renderização e modelagem de ossos, sendo no presente estudo realizada a aquisição de TC baseado nos parâmetros sugeridos por Bagaria *et al.* Chaudhary (2017).

De acordo com a literatura apresentada, os parâmetros na aquisição das imagens de TC como espessura e o número dos cortes (fatias) são fatores determinantes na acurácia da reconstrução volumétrica do objeto. Além disto, um outro fator determinante na acurácia da reconstrução do volume ósseo é a segmentação. No presente estudo a espessura dos cortes foi de 0,6 mm, o que permitiu um volume de dados suficientes para uma reconstrução volumétrica acurada do objeto comparada ao osso real. Os exames de TC nos estudos da revisão bibliográfica foram realizados com aquisição de camadas de 0,5 a 1,25 mm de acordo com descrição dos artigos.

A maioria dos estudos da revisão bibliográfica para esta Tese usaram o *software Mimics®* para realização da segmentação do volume 3D ósseo com exceção de 4 artigos que utilizaram dos seguintes *softwares*: *3d Doctor®* (OKEN; YILDIRIM; ASILTURK, 2017) e *Invesalious®* (FREITAS *et al.*, 2021) (FERRE *et al.*, 2022) (HINZ *et al.*, 2023). Em nosso estudo foi realizada a segmentação por meio do *software Invesalious®*.

No presente estudo foi utilizado para modelagem do modelo ósseo 3D os *softwares Meshmixer®, Blender®* e *SolidWorks®* para engenharia reversa, otimização topológica e modelagem dos implantes ortopédicos o *software SolidWorks®*.

Os *softwares* *Geomagic*®, *Rhinoceros*® e *3-Matic*® foram os mais utilizados nos estudos encontrados na revisão bibliográfica para realização da modelagem óssea.

A manipulação do modelo anatômico 3D em ambiente CAD no presente estudo, permitiu um planejamento cirúrgico virtual 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. A utilização de *software* CAD, como o *Invesalious*® (utilizado para a segmentação óssea), *Meshmixer*®, *Blender*® (utilizado para a modelagem óssea) e *Solidworks*® (utilizado para a modelagem dos implantes) permitiu a realização de um planejamento cirúrgico virtual, com a redução anatômica dos fragmentos ósseos e o posicionamento adequado dos implantes (Figuras 12 a 15). Além disto, com o uso do *software Solidworks*® foi possível definir o posicionamento dos implantes e o tamanho dos parafusos visando uma fixação mais rígida do sistema osso-implante. O *software Solidworks*® foi o mais utilizado para modelagem parametrizada dos implantes ortopédicos de acordo com a revisão da literatura realizada.

Os implantes que foram estudados nesta Tese foram modelados em ambiente CAD com uso do *software SolidWorks*® que permitiu o desenvolvimento do projeto da placa em H a partir da modelagem da placa bloqueada reta de 5 furos para parafusos 3,5mm. O projeto da placa em H foi desenvolvido a partir de engenharia reversa de uma placa bloqueada disponível no mercado. A partir dos dados da placa reta foi desenvolvido o *design* da placa em H com otimização topológica realizado com auxílio do *software Solidworks*®. Esta otimização se mostrou eficaz no desenvolvimento de uma geometria que fosse adaptável a superfície e dimensões do côndilo femoral, além de possuir as características mecânicas que permitissem a fixação da fratura em 2 planos (Figura 15).

A região das roscas dos parafusos foram modeladas com a forma cilíndrica de modo a simular o contato osso/parafuso de acordo com o estudo de Wieding *et al.* (2012) e de Inzana; Varga; Windolf, (2016). Nestes estudos os resultados de modelos simplificados não alteraram significativamente o resultado das simulações virtuais e houve o benefício de um menor custo computacional e menor tempo de simulação (WIEDING *et al.*, 2012)(INZANA; VARGA; WINDOLF, 2016).

O *software Abaqus*® foi o mais utilizado para realização da simulação numérica pelo MEF nos artigos da revisão bibliográfica. No presente estudo foi utilizado para

simulação numérica pelo MEF dos domínios (sistema ósseo/implantes) com o *software Ansys®* com a realização de análise visual (quasi-quantativa) e quantitativa tanto do deslocamento dos fragmentos quanto da tensão nos implantes.

As propriedades mecânicas e tribológicas atribuídas ao modelo ósseo e aos implantes nesta Tese foram definidas de acordo com a literatura atual de simulação numérica com análise pelo MEF (Tabela 4 a 6). Segundo os obtidos na revisão bibliográfica desta Tese, não há uma padronização dos valores das propriedades mecânicas (módulo de Young e coeficiente de Poisson) e tribológicas (coeficiente de atrito) do osso cortical, do osso esponjoso e das ligas metálicas dos implantes (aço e titânio) nos estudos podendo variar consideravelmente estes valores entre os artigos. O valor do Módulo de Young em MPa do osso cortical variou entre 7.300 a 20.000. No presente estudo foi estabelecido o módulo de elasticidade do osso cortical de 17.900 MPa.

O valor do Módulo de Young em MPa do osso esponjoso variou entre 100 e 7.300. No presente estudo com vistas a simplificação do domínio não foi considerado o osso esponjoso devido ao fato que este material possui muito baixa resistência mecânica comparado ao osso cortical e para diminuir o custo computacional das simulações.

O valor do Módulo de Young em MPa da liga de titânio variou entre 78.000 e 123.000. No presente estudo foi considerado como material dos implantes a liga Ti₆Al₄V. As placas bloqueadas foram manufaturadas com insumo fornecido pela empresa Arcam® com descrição de um módulo de elasticidade de 120.000 MPa. A escolha pelo uso da manufatura em liga de Ti₆Al₄V deste estudo se deve ao fato dos implantes manufaturados em Titânio possuírem um valor de módulo de elasticidade mais próximo ao osso cortical comparado ao Aço 316L. Além disto, utilizando a MA, é possível a realização de uma otimização topológica que favoreça mais ainda a possibilidade de se criar um implante com um *design* com estrutura que possua um módulo de elasticidade menor ainda.

O valor do coeficiente de Poisson do osso cortical variou entre 0,26 e 0,37. No presente estudo foi definido o coeficiente de Poisson para o osso cortical de 0,3 de acordo com a maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada.

O valor do coeficiente de Poisson do osso esponjoso variou entre 0,2 e 0,33. No presente estudo com vistas a simplificação do domínio não foi considerado o osso

esponjoso devido ao fato que este material possui muito baixa resistência mecânica comparado ao osso cortical e para diminuir o custo computacional das simulações.

O valor do coeficiente de Poisson da liga de titânio variou entre 0,3 e 0,35. No presente estudo foi definido o coeficiente de Poisson para o $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ de 0,3 de acordo com a maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada.

O coeficiente de atrito entre osso-titânio variou entre 0,2 e 1. No presente estudo foi definido o coeficiente de atrito para o osso- $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ de 0,3 de acordo com a maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada.

O coeficiente de atrito entre osso-osso variou entre 0,15 e 0,46. No presente estudo foi definido o coeficiente de atrito para o osso-osso de 0,46 de acordo com a maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada.

Em nosso estudo foi definido o tetraedro de 10 nós como elemento dos domínios (do osso e do implante) devido ao aumento da acurácia na simulação numérica quando utilizado este tipo de parâmetro de acordo com a literatura revisada. A maioria absoluta dos autores da revisão bibliográfica consideraram os elementos do domínio sendo tetraedro; apenas 9 estudos consideraram o tetraedro como sendo de 10 nós (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017) (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (WANG, MIAN *et al.*, 2022) (DJURICIC *et al.*, 2022) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (JUNG *et al.*, 2023). Apenas 2 autores consideraram os elementos dos implantes como hexaedros (ZHOU, JIANG-JUN *et al.*, 2017) (YAO, YAN *et al.*, 2021). Poucos autores documentam o tamanho dos elementos dos domínios. Com relação ao tamanho dos elementos do modelo ósseo foi descrito sendo do tamanho de 1 mm a 4 mm. Com relação ao tamanho dos elementos dos implantes foi descrito como sendo do tamanho de 0,5 mm a 2,76 mm. No presente estudo foi definido como tamanho dos elementos do domínio como sendo de 1 mm para o modelo ósseo e para os implantes após realização de processo de convergência da malha com vistas ao aumento da acurácia da simulação. Apenas 15 dos 40 estudos da revisão bibliográfica descrevem a realização da convergência da malha.

De acordo com a revisão da literatura para a realização deste estudo, foi constatado que a maior parte dos estudos publicados desde 2017 que realizaram estudos com análise de MEF em simulações de implantes ortopédicos (placa e parafusos) em ossos dos membros inferiores consideraram como propriedade do osso sendo um material isotrópico homogêneo elástico. Apenas 2 autores consideraram o

osso como isotrópico não homogêneo e 3 autores consideraram como anisotrópico. A maioria dos estudos considerou o comportamento mecânico dos sistemas sendo linear elástico com exceção de um autor que considerou o comportamento mecânico sendo elástico plástico (ZHANG, WEI *et al.*, 2020). No presente estudo os domínios (sistemas osso-implantes) foram considerados materiais isotrópicos homogêneos com comportamento mecânico linear elástico como a maioria da literatura revisada.

Segundo a literatura, os parafusos (corticais ou esponjosos) são simulados utilizando a carga compressiva correspondente entre 2.000 a 3.000 N para simular a compressão interfragmentária (FERRE *et al.*, 2022). Em nosso estudo foi utilizada a carga compressiva de 2.000 N. Este arranjo promove a compressão dos fragmentos ósseos e respeita o resultado de tensões geradas nos parafusos inferiores a 85% da carga de prova do material considerado (Figura17).

Poucos estudos da revisão bibliográfica realizada descrevem como determinaram a simplificação dos modelos de parafusos para se obter uma economia de custo computacional e de tempo de processamento da simulação pelo MEF. Alguns autores descreveram que a modelagem do parafuso foi realizada de modo que a parte rosqueada dos parafusos foram substituídos por superfícies lisas, cujo tamanho correspondia ao diâmetro médio da rosca, levando a uma simplificação do domínio (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (ZHANG, HAO *et al.*, 2018) (ZHANG, WEI *et al.*, 2020) (HE *et al.*, 2022) (ROSTAMIAN *et al.*, 2022) (PÎNZARU *et al.*, 2023) (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023)(ROSELL-PRADAS *et al.*, 2023). Li *et al.* consideraram em seu estudo uma simplificação dos parafusos e da placa: as seções dos parafusos foram consideradas como um cilindro sólido e os orifícios da placa foram omitidos (LI, JIA *et al.*, 2019). Yan *et al.* em seu estudo consideraram os modelos 3D dos parafusos bloqueados como cilindros com dimensões semelhantes aos parafusos reais. Os parafusos e a placa foram então montados para formar um único arquivo no SolidWorks® (YAN, LINA *et al.*, 2020). Blazevic *et al.* em seu estudo consideraram a geometria dos parafusos bloqueados e os parafusos de Schanz como cilíndricos (5mm) para conservar o tempo computacional (BLAŽEVIĆ *et al.*, 2022).

Apenas um estudo da revisão bibliográfica realizado por Freitas *et al.* determinaram que os parafusos utilizados fossem formatados com similaridade dimensional do objeto real. Foram modelados e parafusos e avaliadas nos padrões da marca DePuy Synthes®, ou seja, não houve nenhuma simplificação no modelo dos parafusos, sendo que a rosca destes foram modelados exatamente como os originais

físicos. A técnica empregada observou a utilização de furos que permitissem a compressão interfragmentária (orifício liso), sempre localizados no segmento fraturado onde seriam colocadas as cabeças dos parafusos, conforme descrito pela técnica AO quando utilizado o parafuso 4,5 mm, enquanto o parafuso de 7,0 mm foi perfurado apenas por meio do furo piloto, cujo diâmetro era grande o suficiente para caber no cerne do parafuso (FREITAS *et al.*, 2021).

O presente estudo realizou uma simplificação geométrica da rosca do parafuso baseados nos estudos anteriores de (WIEDING *et al.*, 2012) e (INZANA; VARGA; WINDOLF, 2016) modelando-os como cilíndricos na região da rosca para se obter uma economia do custo computacional e do tempo de realização da cirurgia virtual e do projeto como um todo, sem prejuízo da acurácia da simulação.

De acordo com a revisão bibliográfica apresentada a maioria absoluta dos estudos realizaram análise cinemática estática dos domínios com exceção de 2 estudos que realizaram também a análise cinemática dinâmica (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017) (YAN, LINA *et al.*, 2020). O presente estudo realizou uma análise cinemática estática como a maioria dos estudos da revisão bibliográfica.

Até o momento, de acordo a revisão bibliográfica realizada para este estudo, somente 3 ensaios biomecânicos experimentais foram encontrados analisando o comportamento mecânico dos métodos de fixação da fratura de Hoffa. O primeiro realizado por Sun *et al.* em 2017 comprovaram a maior estabilidade mecânica da osteossíntese com placa e parafusos comparados com apenas parafusos isolados para o tratamento da fratura de Hoffa tipo Letenneur I. Os autores 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 biomecânico utilizando ossos sintéticos em 16 corpos de provas comparando quatro grupos de fixação: grupo um com placa bloqueada 3,5 mm posterior e um parafuso canulado 6,5 mm com sentido póster anterior, grupo dois com dois parafusos canulados paralelos 6.5 mm com sentido póster anterior, grupo três com placa bloqueada 3,5 mm lateral e um parafuso canulado 6,5 mm com sentido póster anterior, 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).

Yao et al. (2020) realizaram um estudo biomecânico utilizando como corpos de prova 16 ossos sintéticos analisando a fixação da fratura de Hoffa tipo I cujo objetivo foi comparar a resistência biomecânica e a estabilidade da fixação com parafusos para este tipo de fratura. Foram determinados 2 grupos sendo cada um com 2 parafusos com trajetórias diferentes em cada grupo. Em um grupo foi fixado a fratura com 2 parafusos canulados 6,5mm paralelos no sentido ântero-posterior ortogonais ao traço de fratura, e em outro grupo fixada a fratura com 2 parafusos canulados 6,5mm paralelos cruzados no sentido pósterio-lateral-distal para ântero-medial-proximal com inclinação de 30° proximal e 45° anterior. Foram realizados ensaios estáticos e dinâmicos (com ciclagem) dos 2 grupos. Baseado nos resultados encontrados estes autores concluíram que o grupo de parafusos cruzados podem fornecer desempenho mecânico comparável com o grupo de parafusos AP tradicionais na fixação de fratura de Hoffa tipo I (YAO, SHU HSIN *et al.*, 2020).

Pires *et al.* (2024) realizaram um estudo biomecânico utilizando como corpos de prova 20 ossos sintéticos analisando a rigidez da fixação da fratura de Hoffa tipo I comparando quatro tipos diferentes de osteossíntese. Foram definidos 4 grupos: Grupo 1: placa bloqueada pósterio-lateral com função anticisalhante associado a dois parafusos inseridos de posterior para anterior; Grupo 2: dois parafusos canulados inseridos de anterior para posterior; Grupo 3: placa bloqueada pósterio-lateral com função anticisalhante isolada; Grupo 4: dois parafusos inseridos de anterior para posterior associado a uma placa terço de tubo bloqueada horizontal. Foi constatado que a combinação da placa terço de tubo bloqueada com parafusos ântero-posteriores (Grupo 4) resultaram em aumento de 302% na rigidez de fixação quando comparados com somente parafusos ântero-posteriores (Grupo 2). Estes autores concluem que há uma confirmação da superioridade mecânica em se utilizar uma placa aplicada paralelamente à fratura principal plano no cenário de fraturas do côndilo femoral orientadas coronalmente. Concluem ainda que a adição de uma placa horizontal, perpendicular ao plano de fratura principal, aumentou significativamente a resistência às forças de cisalhamento na fratura local quando comparado a construções que adotam apenas parafusos canulados (PIRES *et al.*, 2024).

Este presente estudo corrobora os achados encontrados no estudo de Pires *et al.* (2024) que indicam uma superioridade da rigidez mecânica quando se utilizam placa e parafusos laterais na fixação da fratura de Hoffa.

Na literatura há um número crescente, mas ainda pequeno, de estudos desenvolvidos sobre análise mecânica pelo MEF para avaliar o comportamento das fraturas e dos implantes ortopédicos. Com relação ao uso da análise mecânica pelo MEF para avaliar o comportamento da fratura de Hoffa há apenas o estudo de Freitas *et al.* que analisaram 4 métodos de fixação de fratura de Hoffa tipo II: 2 parafusos canulados de 7 mm de anterior para posterior (anterógrado), 2 parafusos canulados de 7 mm de posterior para anterior (retrógrado), 2 parafusos corticais de 4,5 mm de anterior para posterior e 2 parafusos corticais de 4,5 mm de posterior para anterior. Avaliaram o deslocamento total e a tensão máxima de Von Mises nos implantes. Concluem no estudo que o sistema de fixação com parafuso canulado de 7 mm apresentou os melhores resultados mecânicos avaliados pelo FEM no tratamento da fratura de Hoffa tipo II, causando diminuição do deslocamento vertical quando usado em retrógrado e no pico de tensão de Von Mises em anterógrado (FREITAS *et al.*, 2021).

A maioria dos estudos da revisão bibliográfica realizada analisam a tensão de escoamento máxima de von Mises com padrão de análise de rigidez da osteossíntese. Desta forma, se priorizou a análise da tensão dos implantes como critério maior de rigidez mecânica dos domínios osso-implantes em detrimento do deslocamento entre os fragmentos ósseos. Apenas 10 estudos analisaram o deslocamento relativo dos fragmentos ósseos. Apesar de vários estudos descreverem o deslocamento relativo entre os fragmentos os autores dos artigos da revisão bibliográfica não definiram o *strain* Interfragmentario dos domínios como o conceito apresentado anteriormente nesta tese, apenas descreveram os deslocamentos absolutos.

Para análise biomecânica *in silico* dos domínios determinados neste estudo (sistemas osso-implantes) foram estabelecidas condições de contorno (magnitude e direção da força, angulação do joelho em relação ao solo, restrição de movimento da diáfise do fêmur) que simulassem uma situação de carga fisiológica no joelho durante as atividades diárias. Foi considerada a situação mais crítica das atividades diárias a descida de uma escada de um paciente em pós-operatório imediato de um tratamento cirúrgico de uma fratura de Hoffa do côndilo femoral lateral com apoio total do peso corporal no membro operado. Para isto foi aplicada uma carga externa (força de reação do solo) em função do tempo a superfície articular do côndilo lateral do modelo para recriar o carregamento *in vivo* (PFEIFFER, 2016).

De acordo com a revisão bibliográfica realizada não houve um padrão para simulação métodos de osteossíntese da extremidade proximal do fêmur. Foram determinadas cargas aplicada à extremidade distal do fêmur nos estudos variou entre 46% PC / 35% PC (CHEN, XIAOZHONG, 2018), 600N (ZHANG, WEI *et al.*, 2018) (LI, MENG *et al.*, 2023), 600, 690, 730 e 770N (SHAMS *et al.*, 2022) e 6000N (FREITAS *et al.*, 2021).

Para realização deste estudo foram definidas as características cinéticas que atuam sobre o joelho de acordo com os seguintes estudos: Segundo Kutzner *et al.*, há um pico de carga no joelho durante a descida de escadas correspondente a 346% do peso corporal (PC) (KUTZNER *et al.*, 2010). No mesmo estudo, este autor descreve que a força aplicada no côndilo lateral correspondeu a 40% do PC e no côndilo medial a 60% (WU, PO KUEI *et al.*, 2022). Consideramos neste estudo um indivíduo com massa de 100 kg e força de gravidade de 9,81 N correspondente a 981 N de PC. Considerando o esforço atuante no joelho durante a descida de escadas a força corresponde a 1.357,70 N sob o côndilo lateral. Protopapadaki *et al.* em 2007 descrevem em seu estudo sobre cinemática e cinética sobre a marcha que durante a subida e descida de escadas em indivíduos jovens saudáveis o pico de carga devido à força de reação vertical do solo no joelho durante a descida de escadas é de 10% do tempo de ciclo de descida. Neste momento, o joelho está com cerca de 10° de flexão (PROTOPAPADAKI *et al.*, 2007). Eickhoff *et al.* em seu estudo sobre análise da descarga parcial de peso após tratamento cirúrgico em pacientes com lesões na extremidade inferior considerou como apoio parcial inicial no pós-operatório uma carga de 20kg. Foram avaliados homens e mulheres, pacientes abaixo e acima de 65 anos, pacientes com menos e mais de 90kg, pacientes considerados fisicamente ativos e inativos. Foram excluídos menores de 18 anos, pacientes portadores de demência e pacientes portadores de lesões em ambos os membros inferiores. Este autor considerou a carga de 20 kg sobre o membro operado como sendo a carga parcial quem promove o retorno venoso o mais próximo possível do fisiológico comparado ao apoio total do membro. Isto além do ganho de mobilidade do paciente no pós-operatório previne eventos tromboembólicos como trombose venosa profunda e tromboembolismo pulmonar. Em seu estudo a média de apoio foi de 32,6 kg. Nesta análise foi verificado a dificuldade do paciente em seguir as orientações de reabilitação, sendo constatado que a maioria dos pacientes avaliados não conseguiu seguir a limitação de carga de 20kg, mesmo alguns dias após a cirurgia e mesmo que

os pacientes foram treinados por um fisioterapeuta. Conclui que complicações relacionadas ao suporte excessivo de peso devem ser avaliadas (EICKHOFF *et al.*, 2022).

No presente estudo, foi determinada a área de aplicação de força sobre a superfície articular do fragmento distal da fratura no côndilo femoral lateral do joelho em uma situação crítica de esforço da articulação do joelho durante atividade de vida diária. Esta área de contato correspondeu ao contato do côndilo femoral lateral no joelho com o grau de flexão de 10°. A força aplicada sobre o côndilo lateral representou 1.357,70 N de acordo os dados e com os estudos apresentados anteriormente. Para avaliar a rigidez da osteossíntese com a placa em H (sistema 6) em uma situação de proteção do membro no pós-operatório imediato foi realizada a simulação do apoio parcial do membro operado de uma pessoa com massa de 100 Kg considerando os dados apresentado por Eickhoff *et al.* com apoio parcial do membro operado de 35kg representando uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N.

De acordo com Perren (1979) em seu estudo biomecânico experimental sobre as fases da consolidação óssea foi observado que para a fratura se consolidar, é necessária que a deslocamento interfragmentar relativo (*strain* interfragmentário) seja menor que 10%. Um deslocamento interfragmentar maior que 10% não forma calo ósseo, apenas cartilagem e/ou tecido fibroso. (PERREN, 2002) (Equação 1) (Figura 20) (Vide Apêndices). Em regiões articulares devido a exigência mecânica, a osteossíntese devem ser o mais rígida possível sem mobilidade no foco da fratura, a redução dos fragmentos ósseos deve ser anatômica, permitindo uma consolidação direta sem formação de calo ósseo e restabelecimento completo da cartilagem articular. Desta forma, na consolidação direta, o *strain* interfragmentar para este tipo de consolidação deve ser de até 2% (PERREN, 1979) (PERREN, 2002).

De acordo com Fan *et al.* os dois principais requisitos mecânicos de um implante ortopédico para tratamento de fratura são promover estabilidade da fratura para permitir a consolidação óssea e possuir rigidez mecânica que evite a quebra do implante ortopédico. A consolidação óssea ocorre quando a deslocamento relativo entre os fragmentos for menor que 10%. Os valores de tensão máxima de von Mises na placa bloqueada devem ser inferiores às tensões de escoamento máxima do material do implante para que não haja falha do implante e ocorra consolidação da fratura (FAN, XUNJIAN *et al.*, 2017).

Este estudo teve com objetivo específico simular a osteossíntese de uma fratura de Hoffa tipo III de Letenneur com implantes convencionais indicados pela literatura médica comparando a um novo modelo de implante sob condições críticas de atividade da vida diária como descer uma escada sem apoio do membro operado. De acordo com os estudos apresentados esta é a condição mais crítica de esforço que o joelho pode ser submetido durante as atividades domésticas diárias. Além disto, esta simulação deve ser considerada como sendo realizada no pós-operatório imediato, haja vista, não considera a ação progressiva da consolidação óssea no foco da fratura com a formação progressiva de pontes ósseas o que aumenta progressivamente a estabilidade e rigidez da fratura durante o processo de consolidação.

A simulação numérica foi realizada de acordo com parâmetros, malha e condições de contorno apresentadas anteriormente, utilizando o software *Ansys®* 22.0 como ambiente de CAE. A força definida de 1.357,70 N foi aplicada na área de carga do côndilo femoral lateral em uma angulação de 10° em relação à força normal correspondendo a situação de maior demanda mecânica do joelho durante atividade diária simulando a descida de escada de uma pessoa de 100 kg de massa com apoio total do membro no solo. Para realização da análise estatística da tensão de von Mises e dos deslocamentos dos sistemas foram definidos quatro momentos com aplicação progressiva da força até a carga máxima definida (1.357,70 N). Estas forças foram geradas por algoritmo automático do *software* (271,54 N, 543,08 N, 950,39 N, 1.357,70 N). Foi realizada uma análise cinemática estática dos seis sistemas osso-implantes. Para avaliar a rigidez da osteossíntese com a placa em H em uma situação de pós-operatório imediato foi realizada ainda uma simulação do apoio parcial do membro operado de uma pessoa de 100 Kg de peso utilizando duas muletas com apoio parcial do membro operado de 35kg. Esta carga representa uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N. Nesta situação foi avaliado o deslocamento interfragmentar da fratura. Foi utilizado nesta simulação o sistema 6 para avaliação do *strain* interfragmentario.

A análise visual (quasi-quantitativa) se realizou de acordo com o gradiente de cor apresentado na legenda do programa, podendo se visualizar de maneira rápida as regiões de maior deslocamento e/ou tensão. Ao se visualizar o domínio (sistema osso-implante) é possível identificar as áreas de deslocamento ósseo (Figuras 22 a 27) e áreas de concentrações de tensão nos implantes (Figuras 28 a 33).

Com relação à distribuição de tensão nos implantes, as tensões foram medidas ao se aplicar a força máxima neste estudo de (1.357,70 N). A tensão máxima de von Mises (MPa) foi observada no sistema 1 no parafuso proximal na região cilíndrica do parafuso correspondendo a região da fratura entre os fragmentos (2.214,40 MPa). A tensão mínima foi observada no sistema 2 (9,8E-07 MPa).

Da mesma maneira para se analisar os deslocamentos do fragmento em relação ao fêmur foi realizada a análise neste estudo ao se aplicar a força máxima de (1.357,70 N). Com relação ao deslocamento do fragmento ósseo, o deslocamento máximo (mm) foi observado no sistema 2 na região face interna do côndilo femoral lateral na região intercondilar posterior (1,10 mm) e o deslocamento mínimo foi observado no sistema 6 (0,25 mm) na região da face lateral do côndilo femoral lateral. Ainda é possível verificar se houve uma atenuação da mudança de tensão ou deslocamento ou se houve mudanças abruptas das tensões e deslocamentos em uma região do domínio. No sistema 2 houve o deslocamento do fragmento distal gerando uma mudança abrupta no gradiente de cor de grande parte do fragmento distal. No sistema 6 houve uma mudança suave no gradiente de cor indicando uma distribuição progressiva do deslocamento.

Os resultados do ensaio mecânico estático de compressão dos corpos de prova osso-implante foram avaliados após a realização da simulação numérica pelo MEF do modelo ósseo 3D com as propriedades mecânicas do polímero (DuraForm® PA Plastic – 3D System) utilizado na manufatura aditiva do modelo ósseo com vistas a validação do processo de simulação numérica pelo MEF (Gráfico 12).

Para a análise do deslocamento ósseo pela análise pelo MEF no presente estudo foram definidos os deslocamentos ósseos e os deslocamentos entre fragmentos em 4 pontos definidos na superfície dos fragmentos da fratura quando simulado a carga de 1.357,70 N. Estes pontos foram definidos em virtude da importância de se manter a redução e fixação para se obter uma osteossíntese rígida com redução anatômica dos fragmentos principalmente na superfície articular. Foram determinados os deslocamentos em valores absolutos (mm) e relativos (% - *strain* interfragmentar). A análise pelo MEF mostrou que no sistema 2 houve um maior deslocamento absoluto (mm) do fragmento distal. Houve uma mudança abrupta no gradiente de cor, no fragmento distal mostrando uma distribuição não homogênea da tensão no fragmento distal. No sistema 6 houve uma mudança suave no gradiente de cor indicando uma distribuição progressiva e homogênea da carga com uma tendência

do deslocamento dos fragmentos proximal e distal em bloco. O sistema 1 mostrou o segundo maior deslocamento com uma mudança mais suave no gradiente de cor indicando um deslocamento menos abrupto devido a uma mudança mais suave de tensão no sistema.

Com relação aos valores absolutos do deslocamento dos fragmentos ósseos, o maior deslocamento máximo foi observado no sistema 2 na região posterior da face interna do côndilo femoral lateral (1,10 mm) e o menor deslocamento máximo foi observado no sistema 6 na face lateral do côndilo femoral lateral próximo ao parafuso distal e posterior (0,24 mm).

Foi observado que no sistema 2 ocorreu o maior deslocamento máximo (mm) e a menor tensão mínima de von Misses (MPa). A maior tensão máxima de von Misses (MPa) foi observado no sistema 1 com o segundo menor deslocamento máximo. Isto indica que quanto mais rígido se comportou o sistema, maior foi a tensão distribuída nos implantes para manter os fragmentos unidos. Ainda foi observado que o sistema 6 apresentou o menor deslocamento máximo (mm) e o sistema 3 a maior tensão máxima de von Mises (MPa).

De acordo com o Gráfico 3 a variação do deslocamento (mm) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional em todos os sistemas o que corrobora com o comportamento esperado de um domínio com propriedades elásticas de acordo com a lei de Hooke (Equação 2). De acordo com o Gráfico 3 os sistemas 3, 5 e 6 apresentam pequena alteração na inclinação da reta ao se aplicar a força de 543,08 N. Isto pode ser explicado devido as interações das forças entre os fragmentos ósseos e os implantes.

Foi observado que os sistemas 2 e 4 apresentaram a maior variação de deslocamento máximo (mm) nos 4 pontos avaliados (A, B, C e D). O sistema 6 apresentou a menor variação de deslocamento máximo (mm) nos 4 pontos avaliados. Ainda foi observado que no sistema 2 ocorreu a maior variação de *strain* interfragmentar. A menor variação de *strain* interfragmentar foi observado no sistema 6.

De acordo com os dados encontrados do *strain* interfragmentar nos diferentes pontos definidos pode-se notar que os deslocamentos relativos nos diferentes pontos em um mesmo sistema não variam na mesma proporção (não são diretamente proporcionais). O local de maior *strain* interfragmentar em todos os sistemas foi o ponto B localizado na superfície articular e os de menor *strain* interfragmentar são dos

pontos laterais e posteriores (Tabela 12). Os sistemas 5 e 6 possuem o menor *strain* interfragmentário máximo e mínimos em pontos que não estão localizados na superfície articular. Os sistemas 5 e 6 possuem um *strain* interfragmentar médio de 14,51% e 3,11% respectivamente quando aplicado a força de 1.357,70 N simulando uma pessoa de 100 kg descendo uma escada com carga total sobre o membro estudado.

Quando se considera uma situação ideal de apoio do membro submetido a cirurgia utilizando a osteossíntese com a placa H fixando o fragmento distal ao fêmur com 2 parafusos distais interfragmentares, com um apoio de 35kg representando uma força aplicada ao côndilo lateral de 137,34 N o *strain* Interfragmentar médio do sistema foi de 0,75% quase 2,5 vezes menor o que indicado para a consolidação adequada de uma fratura articular. Comparando uma osteossíntese rígida indicado pela literatura internacional como uma placa bloqueada lateral associada a 2 parafusos de tração anteriores a fixação com placa em H, esta última possui o *strain* Interfragmentar 6,4 vezes menor que a fixação convencional ($20,02\% \times 3,11\%$) de acordo com nosso estudo.

De acordo com os dados encontrados na simulação pelo MEF pode-se observar que os sistemas que possuem o melhor comportamento biomecânico para se alcançar a consolidação adequada da fratura de Hoffa são os sistemas 5 e 6. Estes sistemas apresentam o menor *strain* interfragmentario quando submetidos a carga testada que corresponde a uma situação crítica de pós-operatório. O *design* da placa em H proporciona uma fixação em 2 planos além de permitir uma fixação interfragmentar por meio da placa quando utilizam parafusos distais longos que fixam a região do teto do intercôndilo, uma região de osso cortical denso. De acordo com a análise do deslocamento do fragmento distal e do deslocamento medido nos 4 pontos avaliados os sistemas 5 e 6 apresentam as menores médias dos menores deslocamentos. Isto mostra a rigidez destes sistemas quando aplicada a carga de 1357,70 N. Quando submetido a carga de 137,34 N que corresponde a uma situação de pós-operatório habitual com apoio parcial do membro operado o *strain* interfragmentário observado na osteossíntese com placa H e parafusos distais fixando o intercôndilo é altamente favorável a consolidação óssea de superfície articular como indicado na literatura.

Para a análise da distribuição de tensão de escoamento máximo de von Mises pelo MEF foram analisadas a distribuição de tensão nos implantes ao se aplicar a

carga máxima de 1.357,70 N. Durante a análise qualitativa observou-se que houve pontos de concentração de tensão máxima de von Mises (MPa) nos implantes em áreas muito reduzidas não comprometendo áreas críticas da estrutura do implante.

A tensão máxima foi observada no sistema 1 no parafuso proximal na região cilíndrica do parafuso correspondendo a região da fratura entre os fragmentos (2.214,40 MPa). A tensão mínima foi observada no sistema 2 (9,799E-07 MPa).

De acordo com o Gráfico 5 a variação da tensão máxima de von Mises (MPa) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional com exceção do sistema 3.

Durante a análise visual observou-se que houve pontos de concentração de tensão máxima de von Mises (MPa) nos implantes com áreas muito reduzidas que não comprometeram áreas extensas do implante. Ainda durante a análise quantitativa pode-se notar que a tensão máxima de von Mises foi abaixo do valor de tensão máxima de escoamento para o material (Ti₆Al₄V) de 1.020 N nos sistemas 2, 3, 5 e 6, indicado não haver possibilidade de deformação plástica com falha catastrófica do implante durante a aplicação da carga de 1.357,70 N.

A análise quantitativa mostrou que apenas no sistema 1 houve um valor de tensão máxima de escoamento do Ti₆Al₄V acima de 2.000 N em uma pequena área dos parafusos. Nos sistemas 5 e 6 o valor de tensão máxima de escoamento do Ti₆Al₄V se localizou na região próxima do orifício distal do parafuso da placa bloqueada indicado não haver possibilidade de deformação plástica com falha catastrófica do implante durante a aplicação da carga de 1357,70 N. Somente os sistemas 1 e 4 apresentaram valores superiores a tensão de escoamento máximo de von Mises para o Ti₆Al₄V (Gráfico 5) mostrando uma tendência a deformação plástica caso mantida aplicação da força e não haja deformação óssea podendo gerar falha catastrófica no sistema. Os sistemas 2 e 3 apresentaram as menores tensões médias nos implantes. Os sistemas 5 e 6 apresentaram as menores diferenças de tensão de von Mises nos implantes.

A maioria absoluta dos artigos que realizam estudos biomecânicos utilizando MEF para análise de osteossínteses analisam apenas as distribuições de tensões dos implantes e não o deslocamento ósseo. Tanto o deslocamento ósseo do fragmento e mais ainda o deslocamento relativo (*strain* interfragmentário) da fratura são os maiores preditivos de consolidação óssea adequada como mostrado em estudos de Perren (PERREN, 1979)(PERREN, 2002)(HENTE; CORDEY; PERREN, 2003). A análise

isolada da distribuição das tensões no implante mostra apenas se há indícios que o implante poderá apresentar uma deformação elástica ou plástica com possível falha catastrófica. Os estudos biomecânicos que analisam comportamento dos implantes mostram que muito antes de ocorrer a falha catastrófica do implante há uma deformação óssea com perda da redução da fixação. Do ponto de vista mecânico a análise de distribuição de tensão do implante é muito propícia na análise mecânica dinâmica dos implantes após a aplicação de ciclagem que correspondem a um longo período de solicitação mecânica dos implantes com possibilidade de fadiga destes. Em ensaios estáticos que avaliam a rigidez da fixação dos implantes no pós-operatório imediato sem levar em conta condições de contorno como a consolidação óssea, consideramos que o *strain* interfragmentário é um dado mais fidedigno e acurado da possibilidade consolidação óssea adequada.

Como visto anteriormente, sistemas que apresentam altas concentrações proporcionais de tensão máxima de von Mises apresentam deslocamentos relativos baixos (Sistemas 1 e 4) e o contrário também pôde ser documentado em sistemas que apresentam concentrações de tensão baixas nos implantes apresentam deslocamentos relativos altos (Sistema 2)

A análise apenas da distribuição da tensão máxima de von Mises nos implantes pode ser uma falha metodológica de análise mecânica pelo MEF dos artigos que analisam as osteossínteses ortopédicas pois não analisam o potencial de consolidação destas fixações (deslocamentos relativos).

De acordo com a revisão bibliográfica dos 18 estudos que avaliaram voluntários somente 9 estudos apresentaram aprovação em comitê de ética (ANWAR *et al.*, 2018), (CHEN, XIAOZHONG, 2018), (YAO, YAN *et al.*, 2021), (WANG, MIAN *et al.*, 2022), (FERRE *et al.*, 2022), (DING *et al.*, 2022), (LV *et al.*, 2022), (WU, CHAOMENG *et al.*, 2023), (JUNG *et al.*, 2023), e dos 4 estudos que avaliaram cadáveres somente (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) apresentou aprovação do estudo em comitê de ética. O presente estudo foi realizado após aprovação no Comitê de Ética da Universidade Tecnológica do Paraná – UTFPR com registro na Plataforma Brasil sob o CAAE: 57024722.6.0000.5547 e aprovado no Comitê de Ética da instituição coparticipante, Hospital São Marcelino Champagnat (Associação Paranaense de Cultura – APC) sob o CAAE: 94788418.2.3001.0020.

Apesar do aumento progressivo do uso da MA na área de implantes ortopédicos, poucos estudos na literatura descreveram o uso da tecnologia de MA

com técnica EBM na manufatura de implantes ortopédicos do tipo placa e parafuso. Cronskär *et al.* (2015) em um estudo sobre a confecção de implante específico para o paciente (PSI) utilizando a tecnologia de MA utilizando processo de EBM, descreveram três casos de fratura de clavícula que foram tratados com placas customizadas para cada paciente. Os projetos das placas foram baseados em dados de CT. Foi utilizado como programa CAD o *software* Rhinoceros®. Com este *software* foram realizados a modelagem do osso, das placas e parafusos e realizado o planejamento cirúrgico virtual com a redução dos fragmentos da fratura, modelagem e adaptação da placa a geometria óssea. O intervalo de tempo desde a realização da TC da fratura até o implante final foi dois dias. As placas foram manufaturadas com a tecnologia EBM necessitando de um pós-processamento para realizar um esmerilhamento e polimento da superfície para diminuir a adesividade da placa ao osso. Concluem que a customização das placas em relação aos detalhes sobre o posicionamento do parafuso e ângulos, podem ser uma grande vantagem para a fixação de fraturas em áreas de anatomia complexa e para fraturas em áreas de osso osteoporótico, mas estudos clínicos são necessários para investigar o efeito do método.

Yao, Yan *et al.*, (2021) descrevem em um estudo, o projeto, a manufatura e a avaliação biomecânica de uma placa personalizada para a realização de uma artrodese tibiototalcalcaneana. O modelo ósseo foi construído com base em imagens de TC do paciente, e a placa foi projetada preliminarmente para corresponder aos ossos. O MEF foi utilizado para otimizar a distribuição de tensões e avaliar o desempenho biomecânico da placa comparando-a com uma placa tradicional. Em seguida, a placa personalizada foi fabricada com a tecnologia de MA EBM e implantada no paciente. Aumentar o tamanho da placa preliminarmente projetada aliviou a concentração de tensão e reduziu o risco de falha. A placa personalizada foi bem-adaptada ao osso e não ocorreram complicações. Concluem os autores que os métodos de projeto e fabricação, bem como os métodos de avaliação de desempenho mecânico e pós-operatório, para a placa personalizada foram sistematicamente desenvolvidos e fornecem uma referência para a construção de uma estrutura de aplicação unificada para uso da placa personalizada na artrodese tibiototalcalcaneana.

No presente estudo a tecnologia FDM e DLP foram empregadas para a validação do projeto dos protótipos (placa reta e placa em H) para conferência da geometria e a adaptação da rosca da cabeça dos parafusos à rosca dos orifícios das

placas. Houve uma diferença de dimensões dos modelos da Placa em H impressos pela tecnologia de FDM e DLP que pode ser explicada pelas características de manufatura de cada tecnologia. Na tecnologia FDM há em média uma retração de 1 a 2% com uso de PLA de todo o objeto, sem deformação da peça. Devido a característica viscoelástica da resina ocorre contração à exposição da raios UV com um fenômeno de "cura progressiva" com escurecimento da resina e alterações das características geométricas principalmente nas bordas do objeto. Isto foi observado quando foi impresso os protótipos da Placa em H em PLA e Resina para conferência e confirmação da geometria da rosca dos parafusos. A peça em resina deformou nas bordas e não houve adaptação adequada da cabeça do parafuso na placa, ao passo que no modelo em PLA houve uma adaptação muito acurada da cabeça do parafuso à placa como mostrado na Fotografias 4 e 5.

No presente estudo a tecnologia SLS foi empregada para a impressão dos modelos anatômicos que foram submetidos a simulação cirúrgica e a seguir submetidos a ensaio mecânico estático de compressão para validação da simulação pelo MEF.

Os implantes ortopédicos projetados nesta tese foram manufaturados em Ti_6Al_4V com a tecnologia EBM. Durante a manufatura com esta tecnologia há possibilidade de ocorrência de stress térmico nas peças durante o processo de manufatura fazendo que o material possua uma resistência mecânica diminuída. Para que isto não ocorra é necessária uma programação da disposição das peças a serem impressas na mesa. Isto é realizado com o auxílio do gráfico de distribuição térmica gerado pelo programa CAM da impressora como mostrado anteriormente. Uma característica desta tecnologia é produzir uma rugosidade na superfície do objeto. Devido a este fato há uma necessidade de realização de um pós-processamento para retirada dos locais de suporte, retirada de resíduos das roscas da placa bloqueada para que haja o ajuste acurado da rosca do parafuso à rosca da placa e realização de uma suavização da superfície rugosa da placa. Foram manufaturados os parafusos e as placas pela tecnologia EBM.

As placas manufaturadas em EBM foram submetidas a pós-processamento de superfície e das roscas com tecnologia de varredura a Laser realizado nas instalações do laboratório da Divisão de fotônica do IEAv da FAB. Este procedimento mostrou-se muito satisfatório na regularização e suavização das superfícies das placas com eliminação de toda rugosidade.

Após a primeira etapa de pós-processamento as placas foram submetidas a retirada de irregularidades de superfície e fresagem das roscas com macho para limpeza e aprofundamento dos filetes com resultado muito satisfatório.

Devido as características intrínsecas as desta tecnologia a manufatura dos parafusos não foi satisfatória, levando a alterações geométricas da cabeça dos parafusos no local do encaixa da chave e além de apresentar resíduos na rosca. O pós-processamento dos parafusos até o momento possui custo-benefício baixo tornando este pós-processamento inviável. Desta forma foram usinados os parafusos esponjosos e bloqueados para realização da validação da simulação pelo MEF com ensaio mecânico. A usinagem dos parafusos foi realizada de acordo com os padrões industriais de boas práticas fabris com alta acurácia e precisão dos encaixes da chave sextavada e das roscas.

De acordo com a revisão bibliográfica realizada apenas 6 estudos realizaram a validação da simulação numérica com análise pelo MEF com ensaio mecânico convencional com corpos de prova. Utilizaram como corpos e prova modelos ósseos sintéticos: calcâneo (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) e fêmur (HU *et al.*, 2022); com osso de cadáver humano: tíbia (YAN, LINA *et al.*, 2020), fêmur (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) (CHEN, XIANG *et al.*, 2022) (DING *et al.*, 2022). Nosso estudo realizou a análise tanto da tensão quanto da deformação do sistema osso-implante com vistas a validação da fixação do modelo anatômico com a placa em H proposta no estudo com ensaio mecânico estático de compressão.

Para a validação da simulação numérica pelo MEF deste estudo foi realizado um ensaio mecânico estático de compressão para avaliar o comportamento mecânico dos sistemas. Para tal foram confeccionados corpos de prova com descritos anteriormente. O modelo ósseo confeccionado com MA em poliamida reproduziu as características geométricas e morfológicas do osso real. Este modelo ósseo devido as características mecânicas do polímero não reproduziram as características mecânicas do osso humano. Devido a este fato foi então realizado uma simulação numérica pelo MEF com as propriedades mecânicas da poliamida para a realização de uma comparação mais acurada do comportamento mecânico dos sistemas.

O ensaio mecânico estático de compressão dos sistemas osso-implantes deste estudo teve como objetivo validar a simulação numérica pelo MEF comparando os resultados obtidos entre os sistemas osso-implante analisados. O ensaio mecânico de validação da análise pelo MEF deste estudo não possui a finalidade de reproduzir

a fixação do implante desenvolvido ao osso humano, pois o modelo ósseo não possui as características mecânicas do osso humano. Além disto, este modelo ósseo não está validado para reproduzir as características mecânicas do osso humano. Este estudo realizou uma avaliação da utilização de modelos ósseos impressos 3D com tecnologia SLS em poliamida para ensaios mecânicos. O modelo ósseo em poliamida se mostrou com pouca praticidade na inserção dos parafusos devido a fusão do polímero com a elevação da temperatura por atrito no momento da perfuração com a broca ou fio metálico. Em alguns momentos da perfuração do modelo ósseo o material do orifício se fundia e em poucos segundos depois de se interromper o movimento da inserção da broca ou fio metálico havia a solidificação deste material prendendo a broca e o fio metálico ao modelo. Para uma análise precisa e acurada do comportamento mecânico do implante desenvolvido na fixação da fratura em osso humano é necessário utilização de ossos sintéticos validados como Sawbone® e ou realização de ensaio mecânico com osso cadavérico.

De acordo com os dados obtidos no ensaio mecânico estático de compressão, a variação da deformação do corpo de prova (mm) em função da força (N) aplicada é uma grandeza diretamente proporcional. Para realização da plotagem do Gráfico 11 foi realizada a média dos resultados de deformação dos cinco corpos de prova de cada sistema. Três sistemas apresentaram deformação maior que 2 mm (sistema 2, 4 e 5) e três sistemas apresentaram deformação próximo de 1,5 mm (sistema 1, 3 e 6).

O sistema 1 apresentou o comportamento mecânico com maior rigidez da osteossíntese. Este fato pode ter sido influenciado por várias variáveis como por exemplo pelas características mecânicas do polímero do modelo ósseo 3D, pelo posicionamento dos parafusos com relação do traço de fratura e pela tensão (em compressão) que os parafusos exerceram sobre a fratura. No presente estudo todos os parafusos foram inseridos com uso de chave com encaixe tipo Allen (encaixe interno hexagonal) sem o uso de torquímetro. Os parafusos do sistema 1 (parafusos 6,5 mm de rosca parcial) foram os parafusos de maior diâmetro e foram inseridos com sentido anteroposterior com a técnica cirúrgica para gerar compressão no foco da fratura (ângulo de inserção de 90 graus em relação ao traço de fratura). Além disto quando inseridos sem o uso de torquímetro, os parafusos podem ter sido gerados uma tensão elevada sobre o traço de fratura que não foi mensurado no estudo. Além disto, cada parafuso inserido no sistema 1 pode ter apresentado uma tensão diferente um

dos outros, pois não foi usado torquímetro para padronizar a tensão em compressão. O sistema 4 também utilizou parafusos de tração (parafusos 4 mm rosca total) como o sistema 1 associado ainda a uma placa lateral, mas não apresentou o mesmo comportamento no ensaio mecânico, apresentou um comportamento mecânico menos rígido. Os parafusos de tração do sistema 4 eram de menor diâmetro e com filetes de rosca menores, com menor área de contato com o modelo ósseo. Em todos os outros sistemas os parafusos que foram utilizados foram os parafusos 3,5 mm bloqueados que não geraram compressão no foco da fratura pelas características intrínsecas destes parafusos.

Os sistemas 3 e 6 são os sistemas que utilizaram placa lateral com uso de dois parafusos distais bloqueados interfragmentares. Estes parafusos atravessaram o foco da fratura fixando a placa e o fragmento distal ao fragmento proximal, mas sem compressão no foco. Estes dois sistemas apresentaram um comportamento mecânico semelhante com os melhores resultados atrás do resultado do sistema 1 que foi o mais rígido no ensaio mecânico de compressão.

O sistema 2 apresentou o pior comportamento no ensaio mecânico de compressão. Isto pode ser explicado pelo fato de a fixação do fragmento distal ser somente na face lateral com parafusos bloqueados somente no fragmento distal (sem ser interfragmentar). Ao ser submetido o sistema a carga compressiva, ocorreu um cisalhamento posterior do fragmento distal com abertura do espaço medial do foco de fratura. Este movimento foi visualizado durante a realização do ensaio mecânico. Este comportamento ocorreu em todos os sistemas que fixaram o fragmento distal com parafusos que não fixaram o fragmento proximal com parafusos interfragmentares como os sistemas 2, 4 e 5, sendo nos sistemas 4 e 5, o cisalhamento apresentou com menor magnitude. O sistema 4 apresentou um comportamento mecânico similar ao sistema 5 sendo ligeiramente menos rígido.

O Gráfico 16 mostra a variação do deslocamento em Z do domínio (mm) em função da força (N) aplicada aos sistemas com características mecânicas do modelo ósseo em poliamida. Foram previamente definidas as mesmas características mecânicas do polímero do modelo ósseo dos corpos de prova. Pode-se constatar que o gráfico apresenta retas com grandezas diretamente proporcionais como o que ocorreu na simulação dos domínios dos sistemas com as propriedades mecânicas do tecido osso real. Somente o sistema 2 apresentou deslocamento em Z maior que 1,5 mm. Todas as outras retas dos outros sistemas ficaram agrupadas com deslocamento

próximo do valor de 1 mm, sendo o domínio do sistema 6 (placa em H com parafusos interfragmentares) o domínio de menor deslocamento máximo 1 mm (sistema de maior rigidez da osteossíntese).

Somente o sistema 2 apresentou o mesmo comportamento em ambos os gráficos com a menor rigidez entre os tipos de osteossíntese.

De acordo com a revisão bibliográfica realizada somente 8 estudos realizaram análise estatística dos dados: (ANWAR *et al.*, 2018) SPSS / ANOVA $P < 0,039$, (CHEN, FANCHENG *et al.*, 2018) Teste de P Student, (WISANUYOTIN *et al.*, 2020) SPSS $P < 0,05$, (YAO, YAN *et al.*, 2021) SPSS 19 $P < 0,05$, Teste Shapiro-Wilk, Friedmann, (WANG, SHUN PING *et al.*, 2021) SPSS 22.0, (WANG, MIAN *et al.*, 2022) SPSS 20.0, (HU *et al.*, 2022), (HE *et al.*, 2022) Shaprio-Wilke P-value.

Segundo os dados encontrados no ensaio mecânico (EM) estático para a validação da simulação numérica pelo MEF dos seis diferentes tipos de fixação para tratamento da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur, houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os corpos de prova. Os sistemas 2, 4 e 5 comportam-se de maneira similar enquanto os sistemas 1, 3 e 6 apresentam um comportamento mecânico muito semelhante. Ou seja, temos 2 grupos distintos com diferenças estatísticas significativas (Gráfico 4).

O teste Tukey post-hoc, que avaliou as comparações múltiplas das médias dos resultados do EM, confirma a análise par a par que foram identificadas no modelo estatístico (Tabelas 10 e 11).

O teste Bland-Altman analisou todas as medidas encontradas na análise pelo MEF e no EM. Neste teste foi encontrado um viés médio de 0,31 unidades entre os dois experimentos (EM vs. MEF). Com relação a análise do gráfico Bland-Altman o resultado ideal seria termos encontrado resultados próximos a linha da ordenada (valor de zero) indicando um viés baixo (próximo a barra roxa). Quanto maior foi a diferença, maior o viés e mais próximos os pontos ficaram na barra rosa ou verde. Neste teste podemos observar que houve maior diferença dos resultados quanto maior o valor das médias de deformação no EM comparado ao MEF. Pode-se notar na análise estatística que quanto maior a força aplicada ao sistema, maior o viés. Ou seja, quanto menor a força aplicada ao sistema, mais próximos os valores dos resultados do EM comparado ao MEF (Tabela 12) (Gráfico 5).

Para se definir a concordância entres as duas técnicas de avaliação do comportamento mecânico dos sistemas (EM vs. MEF) foi realizado uma análise de

concordância entre classes (CCC) com vistas a determinar se há ou não uma concordância e qual o seu peso. Este teste apresenta valores entre 0 e 1 onde o valor 0 não apresenta concordância e o valor 1 a concordância é total. Este teste foi gerado por algoritmo automático do programa utilizado. Testes com resultados entre 0,8 e 1 são considerados concordâncias excelentes, 0,6 a 0,8 de boa concordância. Em nossa análise estatística encontramos o valor de 0,666 indicando haver boa concordância entre o EM e MEF (Tabela 13).

O teste de Bland-Altman e o teste CCC são complementares devendo apresentar resultados inversamente proporcionais. Quanto maior o viés, menor dever ser o CCC. Em nosso estudo conseguimos encontrar estes resultados.

A análise estatística comprova que o sistema 6, protótipo proposto neste estudo, utilizando parafusos interfragmentares apresentou maior rigidez mecânica que três sistemas (2, 4 e 5) e rigidez mecânica similar a dois sistemas (1 e 3).

Este estudo apresentou algumas limitações como por exemplo o uso do modelo ósseo 3D manufaturado com tecnologia SLS. De acordo com o comportamento deste material durante a perfuração dos modelos com broca e fios de Kirchner consideramos que este material se comportou como uma opção pouco prática para este tipo de estudo. Devido ao tipo de manufatura aditiva e a orientação do modelo ósseo durante a impressão ocorreram pequenas delaminações nas camadas do modelo ósseo sem prejuízo durante a inserção dos implantes e/ou durante a realização do ensaio mecânico. Uma solução seria a realização da impressão das camadas do modelo ósseo com sentido ortogonal ao eixo mecânico do osso. Além disto este modelo ósseo 3D não está validado para realização de estudos mecânicos que reproduzem as características mecânicas do osso. Por este motivo os resultados encontrados não podem ser extrapolados para os resultados esperados em cirurgias ortopédicas com osso humano.

A simulação cirúrgica com inserção dos implantes nos modelos ósseos foi realizada de acordo com técnica cirúrgica padrão-ouro preconizada pela AO. Para cada sistema, ou seja, para cada tipo de fixação foram produzidos 5 corpos de prova. Cada tipo de corpo de prova apresentou o mesmo tipo de implante com o mesmo tamanho de parafusos. Não foi usado um *template* para o posicionamento e inserção dos implantes, o que pode ter gerado pequenas diferenças de posicionamento e angulação dos parafusos. Além disto houve em alguns corpos de prova uma dificuldade de se reproduzir o mesmo posicionamento dos implantes e angulação dos

parafusos em relação ao modelo ósseo. O posicionamento dos implantes dos corpos de prova comparados ao posicionamento dos implantes no modelo virtual usado na simulação numérica pelo MEF apresentou pequenas diferenças de angulação o que pode explicar as possíveis diferenças de resultados no ensaio mecânico estático.

Durante a colocação dos parafusos corticais e esponjosos com função de parafuso de tração na face anterior da extremidade distal do fêmur não foi utilizado uma torquímetro para padronização do torque aplicado a estes parafusos. Este fato pode ter influenciado nos resultados do ensaio mecânico mostrando uma rigidez do sistema 1 maior do que encontrado no resultado da simulação pelo MEF. Este efeito pode ser evitado utilizando-se um torquímetro nos próximos estudos desta placa em H desenvolvida.

Outra limitação deste estudo foi a MA dos parafusos em Ti_6Al_4V com a tecnologia EBM que não se mostrou acurada na impressão dos parafusos sendo necessário a realização da MS destes.

5.1 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 MA em cirurgias ortopédicas. Este estudo inicial poderá ser desdobrado em análises futuras, utilizando o MEF, com a finalidade de se definir otimização topológica e mecânica dos tipos de implantes utilizados no tratamento da fratura de Hoffa. Desta maneira poderá ser aperfeiçoado o implante específico para a osteossíntese deste tipo de fratura.

Além disto, para estudos futuros, sugere-se a pesquisa e desenvolvimento da tecnologia de MA na confecção de implante específico para o tratamento da fratura de Hoffa com a realização de testes clínicos no tratamento deste tipo de fratura. Para realização dos testes clínicos e avaliação do comportamento mecânico dos implantes considera-se necessário a realização do tratamento cirúrgico de pacientes portadores deste tipo de fratura com os implantes desenvolvidos.

6 CONCLUSÃO

Este estudo conseguiu desenvolver um *design* de implante ortopédico (placa bloqueada em formato de H) adaptado à face lateral do côndilo femoral lateral específico para o tratamento da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur.

A análise pelo MEF dos sistemas de fixação da fratura de Hoffa, simulando uma situação crítica da vida diária (descida de escada) e uma situação convencional de pós-operatório, mostrou que o implante desenvolvido (placa em H) apresenta maior estabilidade mecânica comparado aos implantes convencionais testados para o tratamento da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur.

A tecnologia FDM se mostrou eficaz e acurada na verificação da geometria dos implantes ortopédicos modelados em ambiente CAD enquanto a tecnologia DLP não se mostrou acurada para a conferência da geometria dos protótipos principalmente com relação aos orifícios e roscas da placa.

A MA do protótipo do implante desenvolvido (placa em H) com a tecnologia EBM em Ti_6Al_4V se mostrou eficaz e acurada. Entretanto houve necessidade de pós-processamento de superfície e dos filetes de rosca da placa. A tecnologia EBM não se mostrou eficaz e acurada para MA de parafusos.

A análise pelo MEF do comportamento mecânico dos sistemas osso-implante foi validada por meio de ensaio mecânico estático de compressão dos corpos de prova em uma máquina de ensaio universal. Houve diferença estatística comparando os resultados entre a simulação pelo MEF e o ensaio mecânico. A osteossíntese da fratura de Hoffa tipo III de Letenneur utilizando a placa em H, de acordo com a análise estatística do ensaio mecânico, apresenta comportamento mecânico igual a 2 sistemas e superior a 3 sistemas de fixação tradicionais.

REFERÊNCIAS

- AGARWAL-HARDING, Kiran J *et al.* **Estimating the Global Incidence of Femoral Fracture from Road Traffic Collisions: A Literature Review.** *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 97, n. e31, p. 1–9, 2015.
- AGARWAL, Sarang *et al.* **Lateral Buttress Plate Along with Cancellous Screw Fixation for Hoffa Fracture Using Swashbuckler Approach.** *Indian Journal of Orthopaedics*, v. 55, n. 3, p. 780–785, 2021.
- AIMAR, Anna; PALERMO, Augusto; INNOCENTI, Bernardo. **The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art.** *Journal of Healthcare Engineering*, p. 1–10, 2019.
- AITCHISON, G.A *et al.* **A Review of the Design Process for Implantable Orthopedic Medical Devices.** *The Open Biomedical Engineering Journal*, v. 3, n. 1, p. 21–27, 2009.
- 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, n. January, p. 20–26, 2018.
- ANWAR, Adeel *et al.* **Biomechanical efficacy of AP, PA lag screws and posterior plating for fixation of posterior malleolar fractures: A three dimensional finite element study.** *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 19, n. 1, p. 1–9, 2018.
- AO / OTA **Fracture and Dislocation Classification Compendium.** *Journal of Orthopedic Trauma*, V 32, n. 1, p. 1-173, 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, 2013.
- 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.

BANDOPADHYAY, Shantanu *et al.* **Current Research Perspectives of Orthopedic Implant Materials.** *Biomaterials and Bionanotechnology*. p. 337–374, 2019.

BHOWMICK, Kaushik *et al.* **The outcomes of surgical treatment for lateral Hoffa fracture nonunions.** *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 143, n. 5, p. 2509–2517, 2023.

BLAŽEVIĆ, Dejan *et al.* **Comparison between external locking plate fixation and conventional external fixation for extraarticular proximal tibial fractures: a finite element analysis.** *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 17, n. 1, p. 1–10, 2022.

BUCKLEY, Richard E; MORAN, Christopher G; APIVATTHAKAKUL, Theerachai. **AO Principles of Fracture Management.** Stuttgart: Thieme, v. 1, 2018.

CALDERAZZI, Filippo *et al.* **Open fracture-dislocation of the knee associated with nonunion of the medial femoral condyle and chronic tendon pa-tellar rupture.** *Acta Biomedica*, v. 92, n. 6, 2021.

CHEN, Fancheng *et al.* **Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures.** *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 13, n. 12, p. 1–8, 2018.

CHEN, Pengbo *et al.* **Newly designed anterolateral and posterolateral locking anatomic plates for lateral tibial plateau fractures: A finite element study.** *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 12, n. 1, p. 1–9, 2017.

CHEN, Xiang *et al.* **Impact of periprosthetic femoral fracture fixation plating constructs on local stiffness, load transfer, and bone strains.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 125, n. September 2021, p. 104960, 2022.

CHEN, Xiaojun *et al.* **Computer-aided design and manufacturing of surgical templates and their clinical applications: a review.** *Expert Review of Medical Devices*, v. 13, n. 9, p. 853–864, 2016.

CHEN, Xiaozhong. **Parametric design of patient-specific fixation plates for distal femur fractures.** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 232, n. 9, p. 901–911, 2018.

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. 4, 2015.

CHOUHAN, Devendra; HOODA, Aman; RANA, Anurag. **Nonunion lateral femoral condyle Hoffa fracture: a case report.** *International journal of burns and trauma*, v. 10, n. 6, p. 338–344, 2020.

CHUNG, Kyu Seon *et al.* **Vertebral Reconstruction with Customized 3-Dimensional-Printed Spine Implant Replacing Large Vertebral Defect with 3-Year Follow-up.** *World Neurosurgery*, v. 126, p. 90–95, 2019.

CRONSKÄR, Marie *et al.* **Patient-Specific Clavicle Reconstruction Using Digital Design and Additive Manufacturing.** *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, v. 137, n. 11, p. 1–4, 2015.

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

DING, Kai *et al.* **A comparative Study of Novel Extramedullary Fixation and Dynamic Hip Screw in the Fixation of Intertrochanteric Fracture: A Finite-Element Analysis.** *Frontiers in Surgery*, v. 9, n. May, 2022.

DJURICIC, Aleksandar *et al.* **Biomechanical design of a new percutaneous locked plate for comminuted proximal tibia fractures.** *Medical Engineering and Physics*, v. 104, n. April, p. 103801, 2022.

DONG, Chunke *et al.* **Application of titanium alloy 3D-printed artificial vertebral body for stage III Kümmell's disease complicated by neurological deficits.** *Clinical Interventions in Aging*, v. 15, p. 2265–2276, 2020.

EICKHOFF, Alexander Maximilian *et al.* **Analysis of partial weight bearing after surgical treatment in patients with injuries of the lower extremity.** *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 142, n. 1, p. 77–81, 2022.

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

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

ELSOE, Rasmus; CECCOTTI, Adriano Axel; LARSEN, Peter. **Population-based epidemiology and incidence of distal femur fractures.** *International Orthopaedics*, v. 42, n. 1, p. 191–196, 2018.

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

FAN, Hongbin *et al.* **Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: A case series and review of the literature.** *World Journal of Surgical Oncology*, v. 13, n. 1, p. 1–10, 2015.

FAN, Xunjian *et al.* **Parametric study of patient-specific femoral locking plates based on a combined musculoskeletal multibody dynamics and finite element modeling.** *J Engineering in Medicine*, p. 1–13, 2017.

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*, v. 12, n. 12, p. e0189486, 2017.

FERRE, Luca Salvadori *et al.* **Comparative analysis of plateau fracture osteosynthesis: A finite element study.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, p. 105392, 2022.

FOSTER, Andrew L. *et al.* **The influence of biomechanical stability on bone healing and fracture-related infection: the legacy of Stephan Perren.** *Injury*, v. 52, n. 1, p. 43–52, 2021.

FREITAS, Anderson *et al.* **Analysis of mechanical variables in Hoffa fracture – A comparison of four methods by finite elements.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 14, p. 101–105, 2021.

FREITAS, Anderson *et al.* **Evaluation of a bone Reinforcement Technique Using Finite Element Analysis.** *Acta ortopedica brasileira*, v. 26, n. 1, p. 59–62, 2018.

GANGAVALLI, Anup K.; NWACHUKU, Chinenye O. **Management of Distal Femur Fractures in Adults. An Overview of Options.** *Orthopedic Clinics of North America*, v. 47, n. 1, p. 85–96, 2016.

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.

GAO, Shijie *et al.* **A finite element analysis of the supportive effect of a new type of rotary support plate on lateral tibial plateau fractures.** *Annals of Translational Medicine*, v. 10, n. 18, p. 1020–1020, 2022.

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.

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.

GIORDANO, Vincenzo *et al.* **Evaluation of a Locking Autocompression Screw Model in Pauwels Type-3 Femoral Neck Fracture: *In Vitro* Analysis.** *Bioengineering*, v. 9, n. 9, p. 1–12, 2022.

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.

HALEEM, Abid; JAVAID, Mohd; VAISHYA, Raju. **Industry 4.0 and its applications in orthopaedics.** *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 10, n. 3, p. 615–616, 2019.

HARNA, Bushu; DUTT, D. D.; SABAT, D. **A novel technique for fixation of non-union unicondylar hoffa's fracture: A case report.** *Malaysian Orthopaedic Journal*, v. 14, n. 3, p. 174–176, 2020.

HE, Ziyang *et al.* **Plate configuration for biological reconstructions of femoral intercalary defect - a finite element evaluation.** *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 224, p. 107006, 2022.

HELLWINKEL, Justin E. *et al.* **The Life of a Fracture: Biologic Progression, Healing Gone Awry, and Evaluation of Union.** *JBJS reviews*, v. 8, n. 8, p. e1900221, 2020.

HENTE, Reiner; CORDEY, Jacques; PERREN, Stephan M. **In vivo measurement of bending stiffness in fracture healing.** *BioMedical Engineering Online*, v. 2, p. 1–16, 2003.

HERRERA, Antonio *et al.* **Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery.** *World Journal of Orthopedics*, v. 3, n. 4, p. 25–41, 2012.

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.

HINZ, Nico *et al.* **Lateral cortical notching facilitates dynamization of proximal femoral nailing - A finite element analysis.** *Injury*, n. August, p. 111009, 2023.

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, 2016.

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

HU, Jianwei *et al.* **Spatial Bridge Locking Fixator versus Traditional Locking Plates in Treating AO/OTA 32-A3.2 Fracture: Finite Element Analysis and Biomechanical Evaluation.** *Orthopaedic Surgery*, v. 14, n. 8, p. 1638–1648, 2022.

HUANG, Chunfu *et al.* **Treatment of the Hoffa fracture of the lateral femoral condyle with cannulated screws in combination with an anti-gliding steel plate, a retrospective observational study.** *BMC Surgery*, v. 22, n. 1, p. 1–5, 2022.

HUANG, Xiaowei *et al.* **Stress and stability of plate-screw fixation and screw fixation in the treatment of Schatzker type IV medial tibial plateau fracture: A comparative finite element study.** *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 10, n. 1, p. 1–9, 2015.

HUANG, Yong *et al.* **Minimum 7-year Follow-up of A Porous Coated Trabecular Titanium Cup Manufactured with Electron Beam Melting Technique in Primary Total Hip Arthroplasty.** *Orthopaedic Surgery*, v. 13, n. 3, p. 817–824, 2021.

IGUCHI, Masaki *et al.* **Valgus knee deformity due to nonunion of lateral Hoffa fracture: A case report.** *Trauma Case Reports*, v. 40, n. May, p. 100662, 2022.

INZANA, Jason A.; VARGA, Peter; WINDOLF, Markus. **Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-implant systems.** *Journal of Biomechanics*, v. 49, n. 9, p. 1836–1844, 2016.

JAVAID, Mohd; HALEEM, Abid. **Industry 4.0 applications in medical field: A brief review.** *Current Medicine Research and Practice*, v. 9, n. 3, p. 102–109, 2019.

JIAN, Qiang *et al.* **Reconstruction of the Cervical Lateral Mass Using 3-Dimensional-Printed Prostheses.** *Neurospine*, v. 19, n. 1, p. 202–211, 2022.

JIANG, Xianbao *et al.* **Biomechanical evaluation of different internal fixation methods based on finite element analysis for Pauwels type III femoral neck fracture.** *Injury*, v. 53, n. 10, p. 3115–3123, 2022.

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

JIN, Yuan zhang *et al.* **Mid- and Long-Term Follow-Up Efficacy Analysis of 3D-Printed Interbody Fusion Cages for Anterior Cervical Discectomy and Fusion.** *Orthopaedic Surgery*, v. 13, n. 7, p. 1969–1978, 2021.

JUNG, Chang Ho *et al.* **Trajectory of bolt and length of plate in femoral neck system determine the stability of femur neck fracture and risk of subsequent subtrochanteric fracture : a finite element analysis.** *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 24, n. 1, p. 1–15, 2023.

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.

KIM, Doyoung *et al.* **Sacral reconstruction with a 3D-printed implant after hemisacrectomy in a patient with sacral osteosarcoma: 1-year follow-up result.** *Yonsei Medical Journal*, v. 58, n. 2, p. 453–457, 2017.

KITAMURA, Toshiki *et al.* **Nonunion of Hoffa Fracture Successfully Treated by Total Knee Arthroplasty: A Case Report.** *Cureus*, v. 15, n. 3, 2023.

KLUESS, Daniel *et al.* **Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics.** *Finite Element Analysis*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 151–171.

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.

KUTZNER, I. *et al.* **Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects.** *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 11, p. 2164–2173, 2010.

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.

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

LEWIS, Gregory S. *et al.* **Finite Element Analysis of Fracture Fixation.** *Current Osteoporosis Reports*, v. 19, n. 4, p. 403–416, 2021.

LI, Binglong *et al.* **Application and Development of Modern 3D Printing Technology in the Field of Orthopedics.** *BioMed Research International*, v. 2022, 2022.

LI, Jia *et al.* **Medial anatomical buttress plate in treating displaced femoral neck fracture a finite element analysis.** *Injury*, v. 50, n. 11, p. 1895–1900, 2019.

LI, Meng *et al.* **Finite element analysis of different medial fixation strategies in double-plate osteosynthesis for AO type 33-C2 Femoral fractures.** *Injury*, v. 54, p. S86–S94, 2023.

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.

LI, Zhen *et al.* **Locking Plate Alone or in Combination with Cannulated Screws for Hoffa Fractures: A Retrospective Study.** *Orthopaedic Surgery*, v. 14, n. 3, p. 492–500, 2022.

LIANG, Haijie *et al.* **Efficacy and safety of a 3D-printed arthrodesis prosthesis for reconstruction after resection of the proximal humerus: preliminary outcomes with a minimum 2-year follow-up.** *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 23, n. 1, p. 1–11, 2022.

LIANG, Renjie *et al.* **Lithography-Based 3D Bioprinting and Bioinks for Bone Repair and Regeneration.** *ACS Biomaterials Science and Engineering*, v. 7, n. 3, p. 806–816, 2021.

LIU, Weijian *et al.* **Three-dimensional-printed intercalary prosthesis for the reconstruction of large bone defect after joint-preserving tumor resection.** *Journal of Surgical Oncology*, v. 121, n. 3, p. 570–577, 2020.

LIU, Zhao Hua *et al.* **Reverse contralateral proximal tibial plating and cannulated screws fixation for Hoffa fracture: A case report.** *Trauma Case Reports*, v. 32, n. February, p. 100443, 2021.

LOUREIRO, Igor Emanuel Espindola; MENDONÇA, Celso Júnio Aguiar; BELO, Ivan Moura. **Comparativo entre um osso com propriedades mecânicas isotópicas e ortotrópicas pelo método de elementos finitos em uma fratura.** *Coleção Desafios das Engenharias: Engenharia Mecânica 2*. v. 1. 2021. p. 88–99.

LOUREIRO, Igor Emanuel Espindola; RAMIN, Thiago Siqueira. **Análise de duas placas de osteossíntese em uma fratura de Hoffa utilizando Método de Elementos Finitos.** 2019. 68 f. 2019.

LU, Bangbao *et al.* **Compression screws and buttress plate versus compression screws only for Hoffa fracture in Chinese patients: a comparative study.** *Journal of International Medical Research*, v. 47, n. 1, p. 142–151, 2019.

LU, Minxun; LI, Yongjiang; *et al.* **Uncemented three-dimensional-printed prosthetic reconstruction for massive bone defects of the proximal tibia.** *World Journal of Surgical Oncology*, v. 16, n. 1, p. 1–9, 2018.

LU, Minxun; MIN, Li; *et al.* **Uncemented three-dimensional-printed prosthetic replacement for giant cell tumor of distal radius: A new design of prosthesis and surgical techniques.** *Cancer Management and Research*, v. 10, p. 265–277, 2018.

LUO, Wenbin *et al.* **Customized knee prosthesis in treatment of giant cell tumors of the proximal tibia: Application of 3-dimensional printing technology in surgical design.** *Medical Science Monitor*, v. 23, p. 1691–1700, 2017.

LUO, Yunxiang *et al.* **Desktop-Stereolithography 3D Printing of a Polyporous Extracellular Matrix Bioink for Bone Defect Regeneration.** *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, v. 8, p. 589094, 2020.

LV, Miko Lin *et al.* **Biomechanical Analysis of a Novel Double-Point Fixation Method for Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures.** *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, v. 10, n. March, p. 1–10, 2022.

MA, Limin *et al.* **3D printed personalized titanium plates improve clinical outcome in microwave ablation of bone tumors around the knee.** *Scientific Reports*, n. 7, p. 7626, 2017.

MA, Zhen jiang *et al.* **Varisized 3D-Printed Lunate for Kienböck's Disease in Different Stages: Preliminary Results.** *Orthopaedic Surgery*, v. 12, n. 3, p. 792–801, 2020.

MALIK, Hammad H *et al.* **Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications.** *Journal of Surgical Research*, v. 199, n. 2, p. 512–522, 2015.

MANJESWAR, Mukund Pai *et al.* **Nonunion of Isolated Medial Condyle of Femur Hoffa Fracture: Case Report.** *Cureus*, v. 15, n. 1, p. e34187, 2023.

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.

MENDONÇA, Celso Junio Aguiar; SETTI, João Antonio de Palma. **3D Printing in Orthopedic Surgery.** *Personalized Orthopedics*. [S.l: s.n.], 2022. p. 375–409.

MENDONÇA, Celso Junio Aguiar. **Aplicação da tecnologia de impressão 3D no tratamento da pseudoartrose da fratura do coronal do condilo femoral /** 2019. 105 f. 2019.

MENDONÇA, Celso Júnio Aguiar *et al.* **Aplicação da tecnologia de impressão 3D no tratamento da pseudartrose da fratura de Hoffa.** *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 58, n. 2, p. 303–312, 2022.

MENDONÇA, Celso Júnio Aguiar *et al.* **Comparative study of extramedullary osteosynthesis for tibial plateau fractures: a finite element analysis.** 2019. p.1-14, 2019.

MENG, Meng *et al.* **3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects.** *Journal of Orthopaedic Translation*, v. 42, n. 5, p. 94–112, 2023.

MIERZWA, Adam T. *et al.* **Surgical approaches, postoperative care, and outcomes associated with intra-articular hoffa fractures: A comprehensive review.** *JBJS Reviews*, v. 7, n. 8, p. 1–6, 2019.

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.

MU, Mi duo *et al.* **Three dimension printing talar prostheses for total replacement in talar necrosis and collapse** Level of evidence: Therapeutic Level III. See Instructions for Authors for a complete description of levels of evidence. *International orthopaedics*, v. 45, p. 2313–2321, 2021.

MUSHTAQ, Muzaffar *et al.* **A case report of the Hoffa fracture and a review of literature.** *Chinese Journal of Traumatology - English Edition*, v. 25, n. 5, p. 293–301, 2022.

NANDY, Kousik *et al.* **Nonunion 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.

NI, J. *et al.* **Three-dimensional printing of metals for biomedical applications.** *Materials Today Bio*, v. 3, n. May, 2019.

NISIO, Felipe Gonçalves Di; FERRE, Luca Salvadori. **Análise Comparativa de métodos de fixação cirúrgica de fratura de planalto tibial através do Método de Elementos finitos.** 2019. 63 f. 2019.

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.

OKEN, O. Fuad; YILDIRIM, A. Ozgur; ASILTURK, Mehmet. **Finite element analysis of the stability of AO/OTA 43-C1 type distal tibial fractures treated with distal tibia medial anatomic plate versus anterolateral anatomic plate.** *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, v. 51, n. 5, p. 404–408, 2017.

OLESCZUK, Gabriel; ANTUNES, Matheus Fernandes. **Comparação de métodos de fixação em uma osteossíntese aplicada a uma fratura do tipo Hoffa por meio do método dos elementos finitos.** 2022. 83 f. 2022.

ONAY, Tolga *et al.* **Surgically treated Hoffa Fractures with poor long-term functional results.** *Injury*, v. 49, n. 2, p. 398–403, 2018.

PAGAC, Marek *et al.* **A Review of Vat Photopolymerization Technology : Materials , Applications , Challenges , and Future Trends of 3D Printing.** *Polymers*, v. 13, n. 4, p. 598, 2021.

PARASHAR, Sandeep Kumar; SHARMA, Jai Kumar. **A review on application of finite element modelling in bone biomechanics.** *Perspectives in Science*, v. 8, p. 696–698, 2016.

PARK, Jong Woong *et al.* **The application of 3D-printing technology in pelvic bone tumor surgery.** *Journal of Orthopaedic Science*, v. 26, n. 2, p. 276–283, 2021.

PATEL, Parth B; TEJWANI, Nirmal C. **The Hoffa fracture: Coronal fracture of the femoral condyle a review of literature.** *Journal of Orthopaedics*, v. 15, p. 726–731, 2018.

PEI, Xuan *et al.* **Calcaneal reticular plate with cannulated screws fixation for comminuted Hoffa fracture: A case report.** *Trauma Case Reports*, v. 40, p. 100656, 2022.

PERREN, Stephan M. **Evolution of the internal fixation of long bone fractures.** *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, v. 84, n. 8, p. 1093–1110, 2002.

PERREN, Stephan M. **Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation.** *Clin Orthop Relat Res*, v. 138, p. 175–96, 1979.

PFEIFFER, Ferris M. **The Use of Finite Element Analysis to Enhance Research and Clinical Practice in Orthopedics.** *J Knee Surgery*, v. 29, p. 149–158, 2016.

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.

PÎNZARU, Roxana Maria *et al.* **Biomechanical Comparison of Conventional Plate and the C-Nail® System for the Treatment of Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis.** *Journal of Personalized Medicine*, v. 13, n. 4, 2023.

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.

PIRES, Robinson Esteves *et al.* **Biomechanics of internal fixation in Hoffa fractures – A comparison of four different constructs.** *Injury*, v. 55, p. 111219, 2024.

PIRES, Robinson Esteves *et al.* **Medial Hoffa Fracture: Description of a Novel Classification System and Rationale for Treatment Based on Fragment-Specific Fixation Strategy.** *Zeitschrift fur Orthopadie und Unfallchirurgie*, v. 160, n. 3, p. 269–277, 2020.

PROTOPAPADAKI, Anastasia *et al.* **Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals.** *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 2, p. 203–210, 2007.

RABELO, João Marcos Guimarães *et al.* **Busch-Hoffa fracture: A systematic review.** *Medicine*, v. 102, n. 48, p. 1–11, 2023.

RANKIN, Timothy M *et al.* **Image once, print thrice? Three-dimensional printing of replacement parts.** *The British Journal of Radiology*, v. 91, n. 1083, p. 20170374, 2018.

RAO, Singiresu. **Analysis of three-dimensiom problems in The Finite Element Method in Engineering**, 6 ed. p. 427-455, 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.

ROCKWOOD AND GREEN'S. **Fractures in Adults.** v. 8, 2015.

ROSELL-PRADAS, J. *et al.* **Influence of plate size and screw distribution on the biomechanical behaviour of osteosynthesis by means of lateral plates in femoral fractures.** *Injury*, v. 54, n. 2, p. 395–404, 2023.

ROSTAMIAN, R. *et al.* **A finite element study on femoral locking compression plate design using genetic optimization method.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 131, n. April, p. 105202, 2022.

ROUF, Saquib *et al.* **Functionally graded additive manufacturing for orthopedic applications.** *Journal of Orthopaedics*, v. 33, n. March, p. 70–80, 2022.

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.

SHAMS, Seyedeh Fatemeh *et al.* **The comparison of stress and strain between custom-designed bone plates (CDBP) and locking compression plate (LCP) for distal femur fracture.** *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, p. 1–7, 2022.

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*, v. 12, n. 1, p. 13–23, 2017.

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, A *et al.* **In Situ Fixation of Symptomatic Fibrous Non-union Hoffa Fracture: A Case Report.** *Malaysian Orthopaedic Journal*, v. 13, n. 1, p. 57–59, 2019.

SONI, Jamil Faissal *et al.* **Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com simulação do emprego de hastes flexíveis de aço e titânio, na fratura do fêmur da criança, utilizando o método dos elementos finitos.** *Rev. bras. ortop*, v. 43, n. 5, p. 183–192, 2008.

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

SUPE, Amit *et al.* **Nonunion of Lateral Hoffa Fracture - A Case Report.** *Journal of Orthopaedic Case Reports*, v. 11, n. 1, p. 33–36, 2021.

TAMAYO, José A. *et al.* **Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy via electron beam melting for the development of implants for the biomedical industry.** *Heliyon*, v. 7, n. 5, 2021.

TAYLOR, Mark; PRENDERGAST, Patrick. **Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities?** *Journal of Biomechanics*, v. 115, p. 60–66, 2016.

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

THAM, Wilson Wy; KHOR, Yuet Peng; CHEE, Yu Han. **Deformity Correction Using the “Sandwich” Technique for a Non-Union Hoffa Fracture.** *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, v. 48, n. 2, p. 63–66, 2019.

THOMPSON, R. G. **Anatomics 3D-printed titanium implants from head to heel.** [S.l.]: Elsevier Inc., 2018. p. 225-237.

TILTON, Maryam *et al.* **Additively manufactured patient-specific prosthesis for tumor reconstruction: Design, process, and properties.** *PLoS ONE*, v. 16, n. 7 July, p. 1–16, 2021.

TILTON, Maryam; LEWIS, Gregory S.; MANOGHARAN, Guha P. **Additive manufacturing of orthopedic implants.** *Orthopedic Biomaterials: Progress in Biology, Manufacturing, and Industry Perspectives*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 21–55.

WANG, Jie *et al.* **Comparative finite element analysis of three implants fixing stable and unstable subtrochanteric femoral fractures: Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA), Proximal Femoral Locking Plate (PFLP), and Reverse Less Invasive Stabilization System (LISS).** *Orthopedics and Traumatology: Surgery & Research*, v. 106, n. 1, p. 95-101, 2020.

WANG, Mian *et al.* **Optimal Design and Biomechanical Analysis of a Biomimetic Lightweight Design Plate for Distal Tibial Fractures: A Finite Element Analysis.** *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, v. 10, n. February, p. 1–11, 2022.

WANG, Shanshan *et al.* **3D printing technology used in severe hip deformity.** *Experimental and Therapeutic Medicine*, v. 14, n. 3, 2017.

- WANG, Shun Ping *et al.* **Biomechanical comparisons of different diagonal screw designs in a novel embedded calcaneal slide plate.** *Journal of the Chinese Medical Association*, v. 84, n. 11, p. 1038–1047, 2021.
- 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.
- WIEDING, Jan *et al.* **Finite element analysis of osteosynthesis screw fixation in the bone stock: An appropriate method for automatic screw modelling.** *PLoS ONE*, v. 7, n. 3, p. e33776, 2012.
- WILDEMANN, Britt *et al.* **Nonunion bone fractures.** *Nature Reviews Disease Primers*, v. 7, n. 1, 2021.
- WISANUYOTIN, Taweechok *et al.* **Optimal configuration of a dual locking plate for femoral allograft or recycled autograft bone fixation: A finite element and biomechanical analysis.** *Clinical Biomechanics*, v. 80, n. March, 2020.
- 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. 2309499016684077, 2017.
- WONG, Kaufui V.; HERNANDEZ, Aldo. **A Review of Additive Manufacturing.** *ISRN Mechanical Engineering*, v. 2012, p. 208760, 2012.
- WU, Chaomeng *et al.* **Biomechanical analysis of different internal fixation methods for special Maisonneuve fracture of the ankle joint based on finite element analysis.** *Injury*, v. 54, n. 8, p. 110917, 2023.
- WU, Naichao *et al.* **Novel exploration of 3D printed personalized total elbow arthroplasty to solve the severe bone defect after internal fixation failure of comminuted distal humerus fracture: A case report.** *Medicine (United States)*, v. 99, n. 31, p. E21481, 2020.
- WU, Naichao *et al.* **The advances of topology optimization techniques in orthopedic implants: A review.** *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 59, n. 9, p. 1673–1689, 2021.

WU, Po Kuei *et al.* **Biomechanical analysis and design method for patient-specific reconstructive implants for large bone defects of the distal lateral femur.** *Biosensors*, v. 12, n. 1, 2022.

WU, Yuanhao *et al.* **An overview of 3D printed metal implants in orthopedic applications: Present and future perspectives.** *Heliyon*, v. 9, n. 7, p. e17718, 2023.

XIA, Yutong *et al.* **Biomechanical study of two alternative methods for the treatment of vertical femoral neck fractures – A finite element analysis.** *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 211, p. 106409, 2021.

XIE, Xuetao *et al.* **Two and Three-Dimensional CT Mapping of Hoffa Fractures.** *J Bone Joint Surg Am*, v. 99, n. 21, p. 1866–1874, 2017.

XU, Lin *et al.* **Clinical study of 3D printed personalized prosthesis in the treatment of bone defect after pelvic tumor resection.** *Journal of Orthopaedic Translation*, v. 29, n. June, p. 163–169, 2021.

XU, Nanfang *et al.* **Reconstruction of the upper cervical spine using a personalized 3D-printed vertebral body in an adolescent with ewing sarcoma.** *Spine*, v. 41, n. 1, p. E50–E54, 2016.

YABO, Yan. **Finite Element Analysis (FEA) Technology.** *Digital Orthopedics*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 35–46.

YAN, Bangji *et al.* **A Novel Locking Buttress Plate Designed for Simultaneous Medial and Posterolateral Tibial Plateau Fractures: Concept and Comparative Finite Element Analysis.** *Orthopaedic Surgery*, v. 15, n. 4, p. 1104–1116, 2023.

YAN, Lina *et al.* **Finite element analysis of bone and implant stresses for customized 3D-printed orthopaedic implants in fracture fixation.** *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 58, n. 5, p. 921–931, 2020.

YAO, Shu Hsin *et al.* **A biomechanical comparison of two screw fixation methods in a Letenneur type I Hoffa fracture.** *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 21, n. 1, p. 1–6, 2020.

YAO, Yan *et al.* **A personalized 3D-printed plate for tibiototalcalcaneal arthrodesis: Design, fabrication, biomechanical evaluation and postoperative assessment.** *Computers in Biology and Medicine*, v. 133, p. 104368, 2021.

ZHANG, Hao *et al.* **Finite Element Analysis of Different Double-Plate Angles in the Treatment of the Femoral Shaft Nonunion with no Cortical Support opposite the Primary Lateral Plate.** *BioMed Research International*, v. 2018, 2018.

ZHANG, Peng *et al.* **Surgical Treatment and Rehabilitation for Hoffa Fracture Nonunion: Two Case Reports and a Literature Review.** *Orthopaedic Surgery*, v. 12, n. 4, p. 1327–1331, 2020.

ZHANG, Wei *et al.* **Biomechanical assessment of single LISS versus double-plate osteosynthesis in the AO type 33-C2 fractures: A finite element analysis.** *Injury*, v. 49, n. 12, p. 2142–2146, 2018.

ZHANG, Wei *et al.* **Comparison of a multidimensional cross locking plate versus a locking compression plate for the treatment of femoral shaft nonunion: Finite element analysis.** *Medical Engineering and Physics*, v. 83, p. 106–111, 2020.

ZHANG, Ying *et al.* **A new 3D printed titanium metal trabecular bone reconstruction system for early osteonecrosis of the femoral head.** *Medicine (United States)*, v. 97, n. 26, p. 1–9, 2018.

ZHANG, Yuqi *et al.* **Three-dimensional-printed porous implant combined with autograft reconstruction for giant cell tumor in proximal tibia.** *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 16, n. 1, p. 1–9, 2021.

ZHAO, Xin *et al.* **Novel 3D Printed Modular Hemipelvic Prosthesis for Successful Hemipelvic Arthroplasty: A Case Study.** *Journal of Bionic Engineering*, v. 15, n. 6, p. 1067–1074, 2018.

ZHOU, Jiang-jun *et al.* **Biomechanical Property of a Newly Designed Assembly Locking Compression Plate : Three-Dimensional Finite Element Analysis.** *Journal of Healthcare Engineering*, p. 1–10, 2017.

ZHOU, Yabin *et al.* **Hoffa fracture of the femoral condyle.** *Medicine*, v. 98, n. 8, p. 1–7, 2019.

ZOU, Yun *et al.* **Novel exploration of customized 3D printed shoulder prosthesis in revision of total shoulder arthroplasty A case report.** *Medicine (United States)*, v. 97, n. 47, 2018.

APÊNDICES

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 (ARASTU *et al.*, 2013) (LEE *et al.*, 2014) e de 8,7 a 13% das fraturas da extremidade distal do fêmur (ZHOU, YABIN *et al.*, 2019) (LI, ZHEN *et al.*, 2022) (PEI *et al.*, 2022). Este tipo de fratura possui uma apresentação de ocorrência bimodal: na população jovem está relacionado principalmente a traumas de alta energia no adulto como acidentes de trânsito (carro e motocicleta), atropelamento e queda de altura (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011) (LEE *et al.*, 2014) (WHITE *et al.*, 2015) (ALKHALIFE; ALSHAMMARI; ABOUELNAGA, 2018) (PATEL; TEJWANI, 2018), enquanto na população idosa está relacionado a trauma de baixa energia com quedas do mesmo nível em ambiente doméstico (GANGAVALLI; NWACHUKU, 2016) (HILL; CANNADA, 2017) (ZHOU, YABIN *et al.*, 2019). O côndilo femoral lateral é o mais acometido em 65% a 85% dos casos de fratura de Hoffa (PATEL; TEJWANI, 2018) sendo 76% dos casos fraturas unicondilares (MUSHTAQ *et al.*, 2022b). 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) (ONAY *et al.*, 2018) (PIRES *et al.*, 2020) (BHOWMICK *et al.*, 2023).

De acordo com a literatura, as fraturas de Hoffa são frequentemente mal diagnosticadas e negligenciadas (M. Li *et al.*, 2014) (MOOTHA; MAJETY; KUMAR, 2014).

Para o diagnóstico adequado de fratura de Hoffa deve existir um alto grau de suspeição (PATEL; TEJWANI, 2018) (ZHOU, YABIN *et al.*, 2019) com a realização de exames complementares adequados para realização do diagnóstico preciso: Rx e TC do joelho (WHITE *et al.*, 2015) (ALKHALIFE; ALSHAMMARI; ABOUELNAGA, 2018). 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 TC para confirmação do diagnóstico (NORK *et al.*, 2005) (SASIDHARAN *et al.*, 2016) (PATEL; TEJWANI, 2018) (ONAY *et al.*, 2018) (XIE *et al.*, 2017). Este exame é útil na realização de diagnósticos de fraturas

incompletas ou minimamente desviadas e nas desviadas para a realização de um melhor estudo da geometria da fratura.

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) (PIRES *et al.*, 2018) (PIRES *et al.*, 2020). 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 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 (HAK *et al.*, 2005) (CHENG; CHOI; HSU, 2009) (TETSUNAGA *et al.*, 2013) (LI, MIN *et al.*, 2014) (BHOWMICK *et al.*, 2022) (KAPOOR *et al.*, 2016) (ONAY *et al.*, 2018) (PATEL; TEJWANI, 2018) (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). Entretanto não há até o presente momento uma recomendação padronizada sobre o método de fixação da fratura de Hoffa. 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 por meio de uma exposição cirúrgica adequada.

Um ponto chave na realização do acesso cirúrgico da extremidade distal do fêmur 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) (PIRES *et al.*, 2020). 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 vasculo-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. 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). A 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) (HUANG, CHUNFU *et al.*, 2022).

Poucos artigos na literatura apresentam estudos sobre o uso de placa e parafuso no tratamento das fraturas de Hoffa (TETSUNAGA *et al.*, 2013) (LI, MIN *et al.*, 2014) (SHI *et al.*, 2014) (GAO, MINGJIE *et al.*, 2015) (SUN *et al.*, 2017) (PIRES *et al.*, 2018) (LU, BANGBAO *et al.*, 2019) (HARNA; DUTT; SABAT, 2020) (ZHANG, PENG *et al.*, 2020) (PIRES *et al.*, 2020) (LIU, ZHAO HUA *et al.*, 2021) (AGARWAL *et al.*, 2021) (IGUCHI *et al.*, 2022) (PEI *et al.*, 2022) (LI, ZHEN *et al.*, 2022) (MENDONÇA *et al.*, 2022). Estes estudos sugerem o uso de um método de fixação mais rígido para a estabilização da fratura aguda ou pseudoartrose da fratura de Hoffa. Alguns estudos sugerem que o uso de placa bloqueada seria o método mais indicado para o tratamento desta fratura (LI, ZHEN *et al.*, 2022).

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.

Existem poucos relatos na literatura para o tratamento da ausência de consolidação das fraturas de Hoffa (SINGH *et al.*, 2011) (GIORDANO *et al.*, 2011) (REDDY *et al.*, 2011) (ERCIN *et al.*, 2013) (LI, MIN *et al.*, 2014) (MOOTHA; MAJETY; KUMAR, 2014) (NANDY *et al.*, 2015) (JIANG, YIRUI *et al.*, 2015) (SONI, A *et al.*, 2019) (THAM; KHOR; CHEE, 2019) (HARNA; DUTT; SABAT, 2020) (CHOUHAN; HOODA; RANA, 2020) (ZHANG, PENG *et al.*, 2020) (CALDERAZZI *et al.*, 2021) (SUPE *et al.*, 2021) (IGUCHI *et al.*, 2022) (MENDONÇA *et al.*, 2022) (BHOWMICK *et al.*, 2023) (MANJESWAR *et al.*, 2023) (KITAMURA *et al.*, 2023).

Classificação da Fratura Coronal do Côndilo Femoral

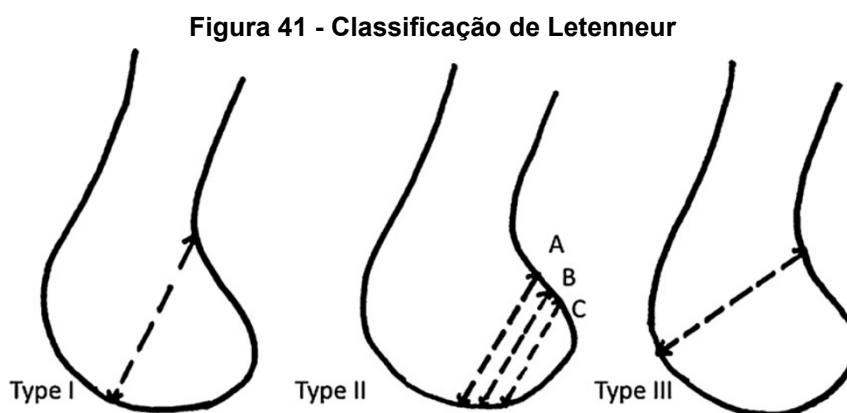
Classificação de Letenneur – 1978 (APUD Letenneur *et al.*, 1978) (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011) (SHI *et al.*, 2014) (MIERZWA *et al.*, 2019) (ZHOU, YABIN *et al.*, 2019)

A classificação de Letenneur leva em conta a localização e o traço de fratura nas radiografias de joelho com incidência lateral (Figura 41).

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

Tipo II: fratura paralela a cortical posterior da extremidade distal 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 da extremidade distal do fêmur.



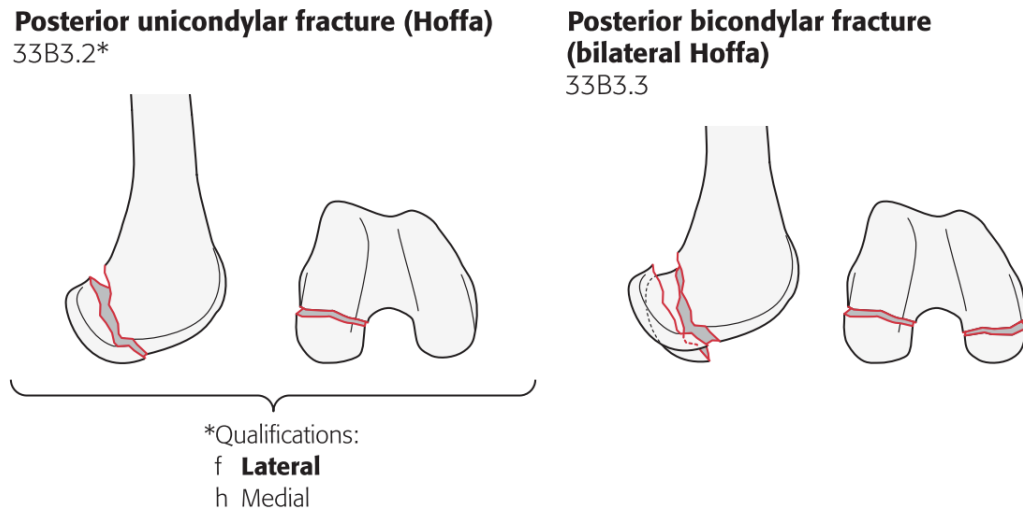
Fonte: (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011)

Classificação AO – 2018 (AO / OTA Fracture and Dislocation Classification Compendium, 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 é classificada como 33B3.2 (unicondilares) e 33B3.3 (bicondilares) (Figura 42).

Figura 42 - Classificação de fraturas AO-OTA



Fonte: (AO / OTA Fracture and Dislocation Classification Compendium, 2018)

Biomecânica da Fratura de Hoffa

Mecanismo de Trauma

O maior número de artigos da literatura sobre fratura de Hoffa são relatos de casos e pequenas séries, com pouco estudos com ensaios biomecânicos (HAK *et al.*, 2005) (SUN *et al.*, 2017) (YAO, SHU HSIN *et al.*, 2020). Não existe um consenso sobre o exato mecanismo de trauma que gera a fratura de Hoffa, sendo este aspecto controverso na literatura (GAVASKAR; CHOWDARY; KRISHNAMURTHY, 2011) (PATEL; TEJWANI, 2018)(MUSHTAQ *et al.*, 2022).

Hipóteses

Lewis foi um dos primeiros a estudar o mecanismo de trauma neste tipo de fratura, alegando que cargas axiais sobre o côndilo femoral com o joelho fletido a 90° ou mais produzem fraturas com traço posterior tangencial. Traumas com o joelho fletido concentram força de cisalhamento na região posterior do côndilo femoral (APUD LEWIS *et al.*, 1989) (LAL *et al.*, 2011).

Artigos relatam que a fratura coronal dos côndilos femorais resulta de uma combinação de forças: trauma direto com carga axial com componente de abdução, varo ou valgo. Além disto ocorre a compressão axial do joelho com transmissão da força de reação ao solo por meio do platô tibial aos côndilos femorais. Na posição em flexão do joelho a porção do côndilo femoral lateral é a parte de maior recebimento do

impacto (CHENG; CHOI; HSU, 2009) (KONDREDDI; YALAMANCHILI; RAVI KIRAN, 2014). Durante a flexão do joelho, o côndilo femoral lateral recebe primeiro o impacto. O côndilo femoral lateral possui maior vulnerabilidade em trauma com o joelho em valgo (NEOGI; SINGH; YADAV, 2008). Devido ao fato do côndilo femoral lateral possuir maior dimensão anteroposterior e o joelho possuir fisiologicamente uma orientação em valgo, o côndilo femoral lateral é o mais frequentemente acometido, por receber maior carga (LEE *et al.*, 2014). Alguns autores alegam que nas fraturas isoladas do côndilo medial o trauma direto com o joelho fletido mais que 90° é o principal mecanismo de lesão (DHILLON *et al.*, 2012) outros alegam que trauma direto na face medial do joelho fletido a 90° ou mais com o côndilo femoral medial em adução e rotação interna, o côndilo medial sofre a ação das forças cisalhantes e fratura (WHITE *et al.*, 2015). Fraturas bicondilares são devido a trauma resultante de aplicação de força diretamente no joelho fletido com direção anteroposterior em traumas de alta energia (NEOGI; SINGH; YADAV, 2008) (OCGUDER *et al.*, 2008). Alguns autores relatam que as fraturas bicondilares ocorrem quando forças atuam no joelho fletido com alguma angulação em varo ou valgo (KONDREDDI; YALAMANCHILI; RAVI KIRAN, 2014).

Na simulação numérica da fixação da fratura de Hoffa deste estudo a direção da carga aplicada ao côndilo lateral do joelho foi definida em alguns pontos da superfície distal do côndilo femoral lateral simulando as possíveis posições do joelho de acordo com o grau de flexão deste. Espera-se que na simulação, na tentativa de se reconstituir a aplicação da carga que originou a fratura no momento do trauma, a aplicação da carga com direção paralela ao traço de fratura e com sentido ântero-posterior reproduza força cisalhante entre os fragmentos. Desta forma é possível mensurar o maior deslocamento e a maior tensão presente no sistema osso-implante.

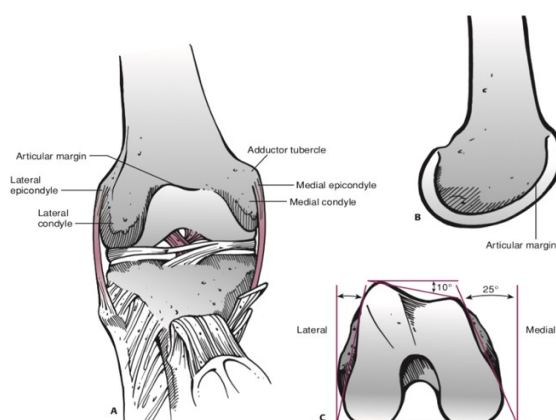
Biomecânica do Joelho

Anatomia Osteomuscular

A anatomia da extremidade distal do fêmur é complexa devido à geometria óssea e local de inserção de inúmeros ligamentos e tendões. O eixo do fêmur tem o formato cilíndrico, mas na extremidade inferior ele se expande em forma trapezoidal com a parte posterior do côndilo mais larga que a anterior, criando um ângulo de inclinação de 25° na superfície medial e 15° na superfície lateral (Figura 43). Anteriormente, as

superfícies articulares dos dois côndilos se juntam para formar um sulco profundo, chamado tróclea para articulação com a patela (PATEL; TEJWANI, 2018). Posteriormente os côndilos são separados pela fossa intercondilar local de inserção dos ligamentos cruzados do joelho. O ligamento cruzado posterior se origina na face interna do côndilo femoral medial, enquanto o ligamento cruzado anterior se origina na face interna do côndilo femoral lateral. No epicôndilo lateral se origina o ligamento colateral lateral. Imediatamente abaixo do epicôndilo lateral há um sulco oblíquo onde repousa o tendão poplíteo. O côndilo femoral medial é mais longo que o côndilo lateral e se estende mais distalmente. Sua superfície medial é convexa e contém um epicôndilo local da inserção do ligamento colateral medial. Situado na parte proximal do côndilo medial, está o tubérculo adutor, no qual o tendão do músculo adutor magno se insere (ROCKWOOD AND GREEN'S., 2015).

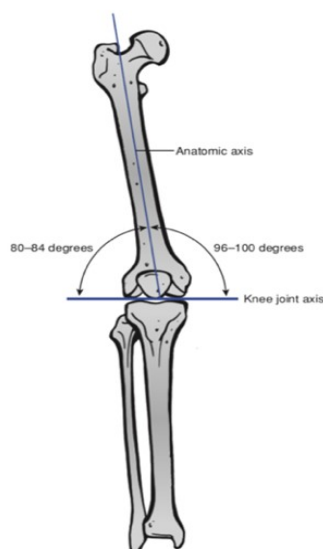
Figura 43 - Anatomia da extremidade distal do fêmur



Fonte: (ROCKWOOD; GREEN'S., 2015)

Normalmente, a articulação do joelho é orientada paralelamente ao tornozelo e ao solo. O eixo anatômico da diáfise femoral em relação à linha articular do joelho é de cerca de 6° ou 7° de valgo, com alguma variabilidade entre indivíduos, variando de 2° a 10° (Figura 44) (ROCKWOOD AND GREEN'S., 2015) (HOSKINS; BINGHAM; GRIFFIN, 2017).

Figura 44 - Eixo anatômico do membro inferior



Fonte: (ROCKWOOD; GREEN'S., 2015)

Existem três grupos musculares principais na coxa: os músculos adutores, o músculo quadríceps e os músculos isquiotibiais. Os dois últimos cruzam o joelho e são parte integrante de sua função. Anteriormente, os músculos do quadríceps fornecem energia ao aparelho extensor do joelho e são inervados pelo nervo femoral. O músculo quadríceps distalmente se insere na patela e termina por meio do ligamento patelar na tuberosidade anterior da tíbia. Posteriormente, os músculos isquiotibiais que flexionam o joelho são inervados pelos ramos do nervo ciático. Os músculos semitendinoso e semimembranosos como múltiplas inserções tendíneas se inserem medialmente na tíbia e o músculo bíceps femoral lateralmente na cabeça da fíbula. Os ventres do músculo gastrocnêmio também cruzam a face posterior do joelho a partir de sua origem na área supracondiliana posterior (ROCKWOOD AND GREEN'S., 2015).

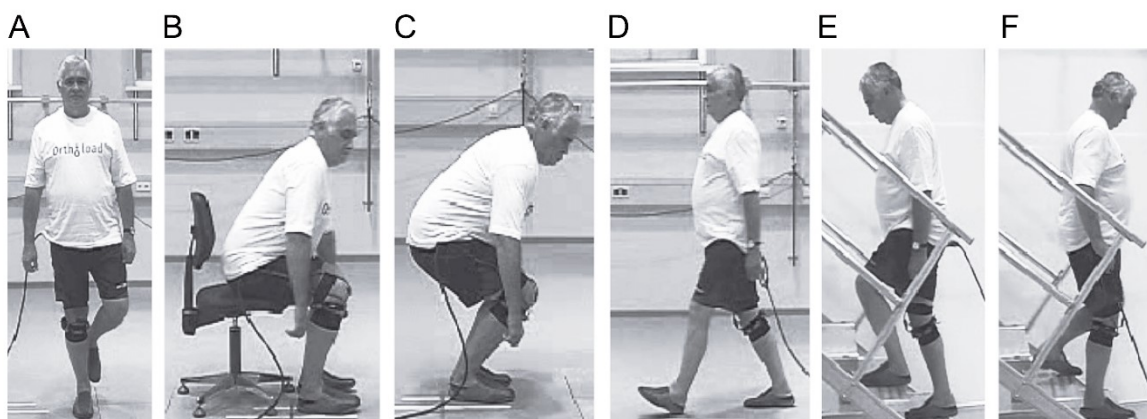
Outras estruturas importantes sob ponto de vista biomecânico na análise estrutural do modelo anatômico 3D são as origens e inserções ligamentares e tendinosas. Estas estruturas desenvolvem um papel importante na estabilidade do joelho e são responsáveis pela limitação ou restrição do desvio dos fragmentos ósseos no momento do trauma. Devido às características metodológicas deste estudo e para diminuir o custo computacional da simulação, estas estruturas não serão analisadas na simulação numérica.

Cargas fisiológicas que atuam sobre o joelho

Kutzner *et al.* (2010) realizaram um estudo biomecânico para determinação dos esforços que a articulação do joelho é submetida durante atividade diárias. Realizaram um teste físico em que foram utilizados seis extensômetros semicondutores para obter os valores de forças em momentos desejados. Os extensômetros funcionaram aquisitando valores de deformações locais em tempo real. A partir de operações matemáticas, os valores medidos na deformação foram convertidos em valores de tensões e carregamentos. Foram definidas oito condições realizadas em um teste físico realizado por 5 participantes sendo quatro do sexo masculino e um do sexo feminino com idades variando entre 63 e 71 anos, massa corporal entre 92 e 100 kg e alturas entre 170 e 177 cm. Foram os movimentos realizados no estudo (Figura 45):

- A. Apoiar o peso em apenas uma perna;
- B. Levantar-se em uma cadeira sem apoio para braços;
- C. Flexionar os joelhos;
- D. Caminhar em terreno plano;
- E. Subir escadas;
- F. Descer escadas;

Figura 45 - Movimentos realizados para mensuração da carga no joelho



Fonte: (KUTZNER *et al.*, 2010)

Os valores obtidos para cada caso individual foram tratados matematicamente de modo a extrair valores máximos e mínimos médios. Concluem no estudo que o esforço predominante na região de interesse do estudo é o carregamento compressivo

sendo o pior dos casos na atividade de descer as escadas, representando 346% do peso do indivíduo. Esse valor de carregamento será utilizado como entrada da análise de elementos finitos.

Na simulação estrutural da fixação da fratura de Hoffa neste estudo foi definida a mesma distribuição das cargas entre os côndilos medial e lateral proposta por (HUANG, XIAOWEI *et al.*, 2015) e (CHEN, PENGBO *et al.*, 2017): 60% do carregamento compressivo no côndilo medial e 40% no côndilo lateral. A aplicação da carga sobre o sistema será de acordo com carga fisiológica de um indivíduo de 100 kg como descrito na sessão biomecânica baseado no estudo de Kutzner *et al.* 2010, simulando uma situação de maior esforço do joelho ao descer escada representando uma força de 1.357,70 N sobre o côndilo lateral.

Biomecânica da Consolidação da Fratura

O projeto de um implante ortopédico para fixação de uma fratura é desenvolvido para proporcionar as condições mecânicas e biológicas apropriadas para a consolidação da fratura, fornecendo estabilidade mecânica suficiente para permitir a mobilidade precoce do segmento lesado minimizando a incapacidade associada ao trauma (LEWIS *et al.*, 2021). Segundo Foster *et al.* (2021) a estabilidade biomecânica é um fator crucial durante o processo de consolidação da fratura, e as intervenções cirúrgicas, como fixação interna ou externa, são projetadas para melhorar a estabilidade e, assim, aumentar a chance de consolidação. A maneira pela qual os fatores mecânicos influenciam a consolidação da fratura talvez seja mais bem explicada pela teoria do *interfragmentary strain* (tensão interfragmentar) de Perren, que foi precedida por um estudo significativo sobre as propriedades mecânicas e piezoelétricas do osso. O *interfragmentary strain* é uma medida da deformação relativa de um material (como tecido de granulação dentro de uma lacuna) quando uma determinada força é aplicada e reflete o comportamento dos tecidos no ambiente mecânico local. Estudos experimentais demonstram que a estabilidade mecânica adequada (dentro da tolerância à deformação definida pela teoria da deformação de Perren) aumenta a diferenciação de células-tronco mesenquimais (MSC) em osso, influenciando positivamente a consolidação das fraturas (FOSTER *et al.*, 2021).

Perren *et al.*, 1979 foram os primeiros a realizar um estudo acurado sobre a ação de forças cisalhantes sobre as fraturas descrevendo o conceito de *interfragmentary strain*. De acordo com seu estudo experimental durante a formação

do calo ósseo na consolidação secundária, a resistência do tecido cicatrizado muda consideravelmente; o osso intacto tolera 2% de deformação, a cartilagem tolera 10% e tecido de granulação tolera 100% de deformação antes de romper (PERREN, 1979). Portanto, para que a fratura se consolide, é necessária que a deformação interfragmentar seja menor que 10%. Uma distensão maior que 10% não gera calo ósseo, apenas cartilagem e/ou tecido fibroso. Deslocamentos maiores que 20% geram tecido fibroso e deslocamentos próximos ou maiores que 100% geram apenas tecido de granulação (PERREN, 2002) (Equação 1) (Figura 46).

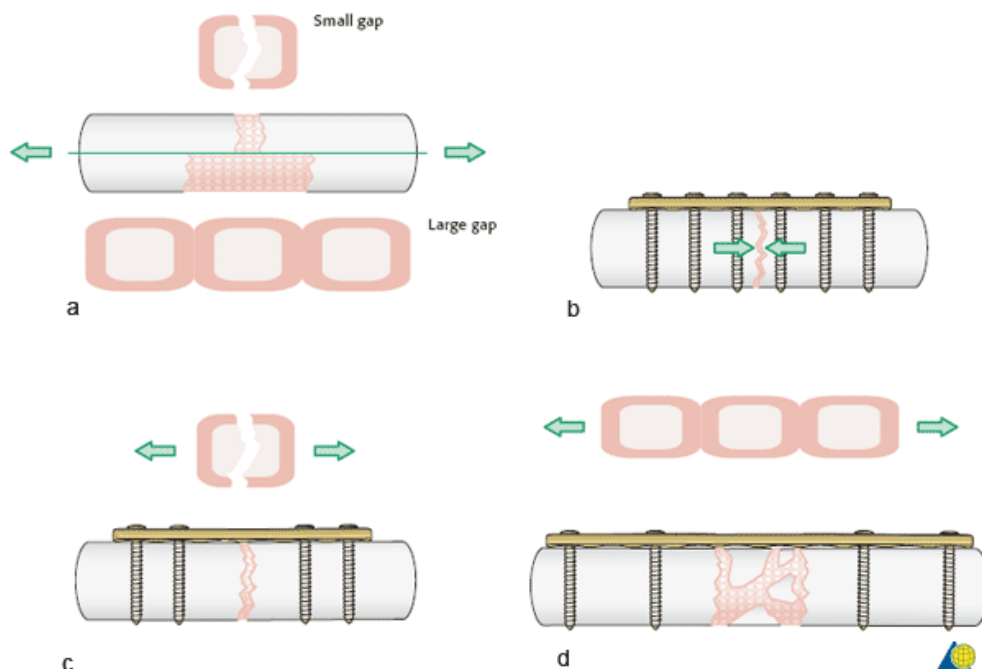
$$E = \frac{\Delta L}{L} \cdot 100 \% \quad (1)$$

Onde:

E = Interfragmentary Strain

ΔL = Tamanho final da fenda – tamanho inicial da fenda

L = Tamanho inicial da fenda



Fonte: (BUCKLEY; MORAN; APIVATTHAKAKUL, 2018)

De acordo com estudos sobre a consolidação óssea existem 2 tipos de consolidação:

Consolidação direta (formação óssea intramembranosa):

A consolidação direta ocorre ao longo do periósteo na superfície adjacente à fratura e por meio de falhas mínimas de fratura. Este tipo de consolidação exige que não haja mobilidade (ou mínima mobilidade) no foco de fratura para formação da ponte óssea entre os fragmentos. Isto é alcançado com uma fixação rígida da fratura com compressão do foco por meio de implantes (WILDEMANN *et al.*, 2021). De acordo com Hellwinkel *et al.* (2020) o processo de ossificação intramembranosa foi originalmente descrita por Robert Danis como “auto-soldagem” com a descrição da remodelação e migração haversianas de osso lamelar ao longo de um mínimo vão em fraturas estáveis que foram estabilizadas com implantes. Neste processo de consolidação não há formação de hematoma exuberante e nem o influxo significativo de células inflamatórias sem a formação de calo externo significativo (FOSTER *et al.*, 2021) (WILDEMANN *et al.*, 2021).

Consolidação indireta (formação óssea endocondral):

A consolidação indireta é a principal forma de consolidação na maioria das fraturas diafisárias. Há formação de tecido cartilaginoso (calo ósseo) dentro da fenda da fratura seguindo um processo de ossificação com mineralização e remodelação progressiva da cartilagem transformando-se em osso. O calo cartilaginoso visa, assim, fornecer estabilidade intermediária em toda a fenda da fratura durante consolidação óssea. Múltiplos microambientes fatores impulsionam os progenitores osteocondrais a um destino condrogênico, incluindo aumento do micro movimento na fratura local associado a um tamanho de lacuna maior, diminuição da tensão de oxigênio e falta de vascularização (HELLWINKEL *et al.*, 2020). Segundo Wildemannn *et al.* (2021) nestas circunstâncias, as fraturas cicatrizam indiretamente por meio da formação de um calo externo, no qual osso novo é gerado por processo de ossificação intramembranosa e endocondral.

O processo de consolidação indireta de uma fratura consiste em 4 fases:

Fase inflamatória

É a primeira fase da consolidação das fraturas, de acordo com Hellwinkel *et al.* (2020) no momento da fratura os vasos endosteais e periosteais são cisalhados, produzindo um hematoma rico em fibrina. Quimiocinas são liberadas das plaquetas

ativadas dentro do hematoma promovendo a migração de macrófagos e neutrófilos à fratura. Essas células desbridam tecido desvitalizado e promovem o recrutamento de células inflamatórias por meio da liberação de citocinas pró-inflamatórias. Esta fase pró-inflamatória é importante para o recrutamento de células progenitoras que se originam do periósteo, medula óssea, tecidos moles e vasos sanguíneos. Proliferação e a diferenciação dessas células progenitoras são moduladas pela liberação de fatores de crescimento que incluem proteínas morfogenética óssea (BMPs), fator de transformação de crescimento beta (TGF- β), fator de crescimento de fibroblastos (FGF), fator crescimento derivado de plaquetas (PDGF) e fator crescimento semelhante à insulina (IGF). Esta fase dura em média 7 dias (FOSTER *et al.*, 2021).

Fase Fibrovascular (Calo mole)

Segundo Hellwinkel *et al.* (2020) a próxima fase da consolidação é predominantemente angiogênica, com o recrutamento de células-tronco, proliferação e diferenciação celular. O processo de angiogênese é crítico durante o reparo da fratura, pois fornece uma fonte de células, oxigênio, nutrientes e remoção de resíduos para o tecido de cicatrização. A angiogênese depende de múltiplas moléculas de sinalização e a maioria são fatores de crescimento vascular endotelial. As células progenitoras osteocondrais que dão origem ao calo da fratura são recrutados localmente a partir do osso (o endósteo e periósteo), dos tecidos moles circundantes, da medula óssea, e da circulação. O periósteo e as células-tronco endosteais contribuem para a formação do calo mole. Esta fase dura em média 2 a 3 semanas (FOSTER *et al.*, 2021).

Fase de Formação Óssea (Calo duro)

Hellwinkel *et al.* (2020) descrevem em sua revisão sobre a biologia da consolidação óssea que além da diferenciação direta de células progenitoras para o osso durante reparação óssea intramembranosa, condrócitos dentro da fenda da fratura dão origem diretamente ao osso por meio do reparo endocondral. A conversão da cartilagem ao osso começa com a proliferação e maturação hipertrófica dos condrócitos para criar uma ponte temporária sobre a lacuna óssea. A invasão vascular causa a mineralização da cartilagem da matriz por meio da secreção dos promotores osteogênicos (BMPs). Neste momento, o único microambiente celular e mecânico parece apoiar a plasticidade dentro dos condrócitos que eles podem se tornar

osteoblastos que formam o novo calo duro, sofrem apoptose para formar cavidade que será preenchida com osteoblastos, ou potencialmente desdiferenciar para originar progenitores osteocondrais no tecido de revestimento. Esta fase dura em média 3 a 4 meses (FOSTER *et al.*, 2021).

Remodelação

A remodelação do calo duro é a fase final da consolidação da fratura e pode continuar por vários anos (FOSTER *et al.*, 2021). A remodelação de Havers é dependente da ação dos osteoclastos para trocar tecido ósseo por osso lamelar (HELLWINKEL *et al.*, 2020). Desta maneira o tecido ósseo é reconstituído e tende se corticalizar progressivamente.

De acordo com o tipo e localização da fratura pode-se utilizar um dos seguintes princípios para o tratamento da fratura:

Estabilidade Absoluta:

Obtêm-se este tipo de estabilidade quando a fixação da fratura é rígida o suficiente para haja até 2% de deformação interfragmentar no foco da fratura (HELLWINKEL *et al.*, 2020). Com este tipo de fixação da fratura permite-se uma consolidação direta da fratura sem formação de calo ósseo. Os métodos de fixação das fraturas que utilizam estabilidade absoluta são: placa e parafusos, parafusos de tração.

Estabilidade Relativa:

As deformações relativas no foco da fratura estão entre 2% e 10%, permitindo pequena mobilidade associado a uma reação inflamatória com formação de calo cartilaginoso seguido de calo ósseo que com o aumento da ossificação formará tecido ósseo maduro e estável (HELLWINKEL *et al.*, 2020). Com este tipo de fixação da fratura permite-se uma consolidação indireta da fratura.

Os métodos de fixação das fraturas que utilizam estabilidade relativa são: haste intramedulares, placa em ponte e fixadores externos.

A fratura de Hoffa é uma fratura intra-articular e devido às características anatômicas e geométricas da fratura o fragmento ósseo possui grande instabilidade do ponto de vista de fixação óssea, exigindo uma fixação com estabilidade absoluta. Este tipo de fixação é alcançado com uso de um tutor extramedular como está sendo

proposto nesta tese, ou seja, uma placa bloqueada em forma de H. Este tipo de fixação, de acordo com a simulação pelo MEF, permitiu um deslocamento relativo dos fragmentos (*interfragmentary strain*) menor que 2% permitindo uma condição ideal para a consolidação direta.