



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto**  
**Programa de Pós-Graduação em**  
**Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor**

**Filipe Jun Shimaoka**

**Avaliação da estabilidade da fixação das fraturas da extremidade distal do  
rádio com cominuição dorsal utilizando diferentes modelos de placas  
bloqueadas**

**Ribeirão Preto**

**2022**

**FILIPPE JUN SHIMAOKA**

**Avaliação da estabilidade da fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal utilizando diferentes modelos de placas bloqueadas**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano.

**Ribeirão Preto**

**2022**

**Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.**

Shimaoka, Filipe Jun

Avaliação da estabilidade da fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal utilizando diferentes modelos de placas bloqueadas. Ribeirão Preto, 2022.

172f.: 59 il. 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP.

Orientador: Shimano, Antonio Carlos.

1. Fratura do Rádio Distal. 2. Placa Volar Bloqueada. 3. Placa Dorsal Bloqueada. 4. Biomecânica. 5. Método dos Elementos Finitos.

Nome: Filipe Jun Shimaoka

Título: Avaliação da estabilidade da fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal utilizando diferentes modelos de placas bloqueadas.

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção de título de Doutor em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura:

Aos meus pais, Orlando Takeshi Shimaoka e Luzia Aparecida dos Santos, por me ensinarem valores da vida, por me darem todas as oportunidades e me incentivarem nas minhas escolhas.

À minha esposa, Bruna Modolo Shimaoka, por todo amor, incentivo, compreensão em todos os momentos das nossas vidas e o incansável apoio durante a elaboração deste trabalho.

**Dedico este trabalho.**

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao **Prof. Dr. Nilton Mazzer** meu amigo e mentor, por ter sempre me incentivado na vida acadêmica. Por me receber com o coração aberto na residência médica, na pós-graduação como orientador do meu mestrado, na sua casa e ser meu padrinho de casamento e por me estimular a buscar sempre o conhecimento e aprimoramento.

Ao **Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano**, meu orientador, por me acolher nesta pós-graduação, pelos ensinamentos e conhecimentos transmitidos. Por estar sempre presente na elaboração deste trabalho e querer sempre o melhor para todos os seus alunos. Obrigado professor.

Ao **Prof. Dr. Antonio Tufi Neder Filho**, meu amigo e colaborador neste trabalho, por todos os ensinamentos passados neste trabalho e em outros, pelos conselhos e todo suporte na vida acadêmica e ortopédica. Obrigado por tudo, conte comigo sempre.

## **AGRADECIMENTOS**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

À Engenheira Dr<sup>a</sup>. Ana Paula Macedo, pela disponibilidade em ensinar e colaborar no desenvolvimento do trabalho com a análise pelo método dos elementos finitos.

Ao Departamento de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto por todo suporte e apoio desde que fui médico residente até o presente momento.

Ao Hospital São Lucas Med Medicina Diagnóstica por realizar os exames de tomografia e radiografias que foram essenciais no desenvolvimento e elaboração deste trabalho.

À Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (FMRP-USP) por ser minha casa desde que entrei como aluno em 2003 e me permitir continuar.

À secretária do Programa de Pós-Graduação, Rita Cossalter, pela atenção, orientação com todos os serviços burocráticos que uma pós-graduação exige.

A todos os funcionários do Laboratório de Bioengenharia – Reginaldo que se disponibilizou a ensinar e auxiliar com os ensaios mecânicos, Maria Terezinha, Francisco, Luiz Henrique por todo apoio durante este trabalho.

Ao distribuidor de materiais médicos Gusson, que fez a doação dos implantes utilizados neste trabalho.

## RESUMO

SHIMAOKA, F. J. Avaliação da estabilidade da fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal utilizando diferentes modelos de placas bloqueadas. 2022. 172f. Tese – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2022.

As fraturas da extremidade distal do rádio estão entre as mais frequentes, o que estimula a constante busca pelo desenvolvimento de melhores implantes e novas técnicas cirúrgicas. O tratamento cirúrgico vem se tornando cada vez mais utilizado desde o desenvolvimento das placas volares bloqueadas, mas com o aprimoramento dos implantes e das técnicas cirúrgicas a placa dorsal bloqueada tem seu uso aumentado nos últimos anos. O objetivo deste trabalho foi avaliar qual placa proporciona maior estabilidade no tratamento cirúrgico das fraturas instáveis da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal, se a placa volar bloqueada ou a placa dorsal bloqueada. Para realizar esta pesquisa foram utilizados 20 modelos de osso sintético, validado para ensaios mecânicos, estes foram cortados e preparados para simular uma fratura com falha dorsal da extremidade distal do rádio, para isso foi utilizado, guias de corte impresso em 3D para confecção da falha padronizada nos 20 modelos, divididos em 4 grupos, dois fixados com placa volar bloqueada e dois fixados com placa dorsal bloqueada. Foram utilizados guias impressos em 3D para perfuração dos ossos e fixação das placas para manter a padronização nos ensaios mecânicos. Foram realizados dois ensaios estáticos de compressão axial intercalado por uma ciclagem com 1000 ciclos a 1Hz, finalizando com um ensaio até a falência do sistema de fixação com a velocidade máxima de compressão axial da máquina universal de ensaios para simular uma queda. Foram avaliados os comportamentos mecânicos, utilizando o método dos elementos finitos por meio das tensões e deslocamentos gerados nos ossos, placas e parafusos utilizados nos sistemas de fixação. Os modelos para ensaio pelo método dos elementos finitos foram validados com os ensaios mecânicos. Os resultados não confirmaram nossa hipótese de que as placas dorsais apresentariam maior resistência de fixação para as fraturas com falha dorsal, mas confirmaram que tanto a placa volar bloqueada quanto a placa dorsal bloqueada são bons métodos de fixação das fraturas da extremidade distal do rádio.

**Palavras-chave:** Fratura do rádio distal. Placa volar bloqueada. Placa dorsal bloqueada. Biomecânica. Método dos elementos finitos.

## ABSTRACT

SHIMAOKA, F. J. Evaluation of the stability of fixation of fractures at the distal end of the radius with dorsal comminution using different models of locked plates. 2022. 172.p  
Thesis – Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, 2022.

Distal radius fracture is the second most frequently fracture treated, which encourages the constant research for the development of better implants and new surgical techniques. Surgical treatment has become more and more used since the development of volar locked plates, but with the improvement of implants and surgical techniques, treatment with dorsal locked plate has increased in recent years. The objective of this study is to evaluate which plate provides greater stability in the surgical treatment of unstable distal radius fractures with dorsal comminution, whether is the volar locked plate or the dorsal locked plate. To carry out this research, we used 20 models of synthetic bone, validated for mechanical tests, which were cut to simulate a AO 2R3A3 fracture, using 3D printed cutting guides to make the standardized dorsal gap in the 20 models, divided into 4 groups, two fixed with volar locked plate and two fixed with dorsal locked plate, 3D printed guides were used for bone perforation and plate fixation to maintain standardization in mechanical assays. Two static axial compression tests were performed, intercalated by a cyclic fatigue test with 1000 cycles at 1Hz, ending with a test until failure of the fixation system with the maximum axial compression speed of the universal testing machine to simulate a drop. It was also the objective of this study to compare with finite element analysis method the stresses generated in the bones and implants in each of the fixation systems with each plate used in the mechanical tests. Each model analyzed by finite element method were validated with mechanical testing. The results did not confirm our hypothesis that the dorsal plates would give greater fixation strength for fractures with dorsal gap, but they confirmed that both the volar locked plate and the dorsal locked plate are good fixation methods for distal radius fractures.

**Keywords:** Distal radius fracture. Volar locked plate. Dorsal locked plate, Biomechanics. Finite element method.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração das superfícies articulares da extremidade distal do rádio. ....	30
Figura 2 - Ilustração da linha divisora de águas (watershed line).....	31
Figura 3 - Ilustração representando o modelo das três colunas. ....	33
Figura 4 - Ilustração dos parametros analisados nas radiografias do punho.....	34
Figura 5 – Modelos de Parafusos da Stryker™.....	48
Figura 6 – Modelos de placas da Stryker™ .....	49
Figura 7 – Modelo ósseo 3407 da Sawbones™ .....	50
Figura 8 – Software 3DSlicer™ .....	52
Figura 9 – Software Blender3D™ com desenho da placa Variax2™ .....	52
Figura 10 – Osso rádio com falha dorsal desenhado no Rhinoceros®. ....	53
Figura 11 – Área de contato para aplicação de força de compressão axial desenhado no Rhinoceros®. ....	54
Figura 12 – Osso cortical e osso esponjoso desenhado no Rhinoceros®. ....	54
Figura 13 – Desenho da placa Matrix™ Dorsal e parafusos no Rhinoceros®.....	55
Figura 14 – Malha de superfície e volumétrica .....	55
Figura 15 – Definição de contorno, aplicação de força se compressão axial .....	57
Figura 16 – Definição de contorno, fixação do modelo .....	57
Figura 17 – Projeto do guia de corte da falha dorsal .....	59
Figura 18 – Projeto do guia de corte do modelo com 131 mm .....	59
Figura 19 – Projeto do guia de perfuração dos modelos ósseos .....	60
Figura 20 – Guia de apoio distal do rádio. ....	61
Figura 21 – Guia para inclusão dos modelos.....	61
Figura 22 – Guias de corte impresso .....	63
Figura 23 – Cortes do modelo ósseo .....	64
Figura 24 – Guia de inclusão e caixa quadrada para inclusão impresso em ABS.....	65
Figura 25 – Guia impresso de perfuração dos modelos ósseos .....	66
Figura 26 – Guias impressos em impressora 3D para fixação das placas .....	66
Figura 27 – Ilustração da disposição dos parafusos nas placas.....	67
Figura 28 – Esquema com sequência para confecção e montagem dos modelos....	67
Figura 29 – Montagem volar da placa Matrix™.....	68
Figura 30 – Montagem volar placa Variax2™ .....	69

Figura 31 – Montagem dorsal placa Matrix™.....	70
Figura 32 – Montagem dorsal placa Variax2™.....	71
Figura 33 – Modelo de montagem preparado para realização do ensaio de compressão na fase elástica, mostrando o acessório de aplicação de força, guia superior, entre o acessório e o osso, e a base de apoio.....	73
Figura 34 – Máquina Instron® 8872 de carregamento cíclico .....	74
Figura 35 – Mostra em detalhes célula de carga de 1000 N, o acessório de aplicação do carregamento e o modelo preparado para o ensaio cíclico de compressão.....	75
Figura 36 – Modelos do grupo 1 após o ensaio destrutivo. ....	80
Figura 37 – Radiografias dos modelos do grupo 1 pré ciclagem.....	81
Figura 38 – Radiografias dos modelos do grupo 1 pós ciclagem .....	81
Figura 39 – Tomografia Matrix™ Volar pré ciclagem.....	82
Figura 40 – Tomografia Matrix™ Volar pre ciclagem.....	82
Figura 41 – Modelos do grupo 2 após o ensaio destrutivo .....	83
Figura 42 – Radiografias dos modelos do grupo 2 pré ciclagem.....	83
Figura 43 – Radiografia dos modelos do grupo 2 pós ciclagem.....	84
Figura 44 – Tomografia Matrix™ Dorsal pré ciclagem.....	84
Figura 45 – Tomografia Matrix™ pós ciclagem.....	85
Figura 46 – Modelos do grupo 3 após o ensaio destrutivo .....	85
Figura 47 – Tomografia Variax2™ pré ciclagem.....	86
Figura 48 – Tomografia Variax2™ pós ciclagem.....	86
Figura 49 – Modelos do grupo 4 após o ensaio destrutivo.....	87
Figura 50 – Tomografia Variax2™ Dorsal pré ciclagem.....	87
Figura 51 – Tomografia Variax2™ Dorsal pós ciclagem.....	87
Figura 52 – Comparação do posicionamento da placa volar vista anterior .....	100
Figura 53 – Comparação do posicionamento da placa dorsal vista posterior.....	101
Figura 54 – Comparação de tensões máxima e mínima principal das placas bloqueadas volares .....	102
Figura 55 – Comparação de tensões máxima e mínima principal das placas bloqueadas dorsais .....	103
Figura 56 – Comparação das tensões de von Mises para placa e parafusos .....	104
Figura 57 – Comparação das tensões equivalentes de von Mises para placa e parafusos.....	105
Figura 58 – Comparação do deslocamento .....	10506

Figura 59 – Propriedades do Modelo 3407.....172

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem.....	148
Gráfico 2 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem.....	148
Gráfico 3 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ voar na pré-ciclagem.....	148
Gráfico 4 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ voar na pré-ciclagem.....	148
Gráfico 5 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem.....	149
Gráfico 6 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem.....	149
Gráfico 7 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ voar na pré-ciclagem.....	149
Gráfico 8 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ voar na pré-ciclagem.....	149
Gráfico 9 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e voar na pré-ciclagem.....	150
Gráfico 10 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e voar na pré-ciclagem.....	150
Gráfico 11 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e voar na pré-ciclagem.....	150
Gráfico 12 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e voar na pré-ciclagem.....	150
Gráfico 13 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pós-ciclagem.....	151
Gráfico 14 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na pós-ciclagem.....	151
Gráfico 15 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ voar na pós-ciclagem.....	151
Gráfico 16 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ voar na pós-ciclagem.....	151

Gráfico 17 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na pós-ciclagem.....	151
Gráfico 18 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na pós-ciclagem.....	151
Gráfico 19 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 20 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 21 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 22 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 23 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 24 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e voar na pós-ciclagem.....	152
Gráfico 25 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na falência.....	153
Gráfico 26 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na falência.....	153
Gráfico 27 – Histograma da força máxima em montagem Matrix™ dorsal na falência.....	153
Gráfico 28 – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ voar na falência.....	153
Gráfico 29 – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ voar na falência.....	153
Gráfico 30 – Histograma da força máxima em montagem Matrix™ voar na falência.....	153
Gráfico 31 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na falência.....	154
Gráfico 32 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na falência.....	154
Gráfico 33 – Histograma da força máxima em montagem Variax2™ dorsal na falência.....	154

Gráfico 34 – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ volar na falência.....	154
Gráfico 35 – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ volar na falência.....	154
Gráfico 36 – Histograma da força máxima em montagem Variax2™ volar na falência.....	154
Gráfico 37 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	155
Gráfico 38 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	155
Gráfico 39 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	155
Gráfico 40 – <i>Box-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	155
Gráfico 41 – <i>Box-plot</i> da força máxima nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	156
Gráfico 42 – <i>Box-plot</i> da força máxima nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	156
Gráfico 43 – <i>Interval-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem.....	156
Gráfico 44 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem.....	156
Gráfico 45 – <i>Interval-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem.....	156
Gráfico 46 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem.....	156
Gráfico 47 – <i>Interval-plot</i> do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	157
Gráfico 48 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	157
Gráfico 49 – <i>Interval-plot</i> da força máxima nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência.....	157

Gráfico 50 – <i>Interval-plot</i> da variação do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Matrix™ dorsal e volar.....	158
Gráfico 51 – <i>Interval-plot</i> da rigidez do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Matrix™ dorsal e volar.....	158
Gráfico 52 – <i>Interval-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem.....	158
Gráfico 53 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem.....	158
Gráfico 54 – <i>Box-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem.....	158
Gráfico 55 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem.....	158
Gráfico 56 – <i>Interval-plot</i> do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	159
Gráfico 57 – <i>Interval-plot</i> da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	159
Gráfico 58 – <i>Interval-plot</i> da força máxima nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência.....	159
Gráfico 59 – <i>Interval-plot</i> da variação do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Variax2™ dorsal e volar.....	159
Gráfico 60 – <i>Interval-plot</i> da rigidez da deflexão pós e pré-ciclagem nas montagens Variax2™ dorsal e volar.....	159
Gráfico 61 – Relatório de ensaio do grupo 1 – compressão axial estático pré-ciclagem.....	160
Gráfico 62 – Relatório de ensaio do grupo 2 – compressão axial estático pré-ciclagem.....	161
Gráfico 63 – Relatório de ensaio do grupo 3 – compressão axial estático pré-ciclagem.....	162
Gráfico 64 – Relatório de ensaio do grupo 4 – compressão axial estático pré-ciclagem.....	163
Gráfico 65 – Relatório de ensaio do grupo 1 – compressão axial estático pós-ciclagem.....	164

Gráfico 66 – Relatório de ensaio do grupo 2 – compressão axial estático pós-ciclagem.....	165
Gráfico 67 – Relatório de ensaio do grupo 3 – compressão axial estático pós-ciclagem.....	166
Gráfico 68 – Relatório de ensaio do grupo 4 – compressão axial estático pós-ciclagem.....	167
Gráfico 69 – Relatório de ensaio do grupo 1 – compressão axial até falência.....	168
Gráfico 70 – Relatório de ensaio do grupo 2 – compressão axial até falência.....	169
Gráfico 71 – Relatório de ensaio do grupo 3 – compressão axial até falência.....	170
Gráfico 72 – Relatório de ensaio do grupo 4 – compressão axial até falência.....	171

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Número (N) de parafusos para cada comprimento e cada modelo de placa com as referências (Ref).....	49
Quadro 2 – Modelos das placas com as referências e quantidades utilizadas no estudo.....	50
Quadro 3 – Características avaliadas no estudo.....	76
Quadro 4 – Tensão máxima principal em MPa (Ten. Máx.), tensão mínima principal em MPa ( Ten. Min.) e tensão de von Mises.....	99

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades dos materiais.....	56
Tabela 2 – Descrição do deslocamento e rigidez de cada montagem utilizada na pré-ciclagem.....	89
Tabela 3 – Descrição do deslocamento e rigidez de cada montagem utilizada na pós-ciclagem. ....	90
Tabela 4 – Descrição do deslocamento, rigidez e força máxima de cada montagem utilizada na falência. ....	92
Tabela 5 – Comparação dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Matrix™ dorsal e Matrix™ voar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência. ....	93
Tabela 6 – Comparação da variação pós e pré-ciclagem dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Matrix™ dorsal e voar.....	95
Tabela 7 – Comparação dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Variax2™ dorsal e Variax2™ voar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência.....	96
Tabela 8 – Comparação da variação pós e pré-ciclagem dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Variax2™ dorsal e voar.....	97
Tabela 9 – Comparações do deslocamento e rigidez de cada montagem entre os momentos pré e pós ciclagem.....	98
Tabela 10 – Comparação da variação de deslocamento dos modelos nos ensaios mecânicos estáticos (Des) e deslocamento da avaliação pelo MEF (Des MEF).....	98

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

CFCT – Complexo da fibrocartilagem triangular

PA – Posteroanterior

P – Perfil

mm – milímetro

OP – Oblíqua em pronação

AO – *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese*

% – Porcentagem

DICOM – *Digital Imaging and COmmunications in Medicine*

STL – *STereoLithography*

3D – 3 dimensões

Hz – Hertz

N – Newton

TM – Trademark

Pcf – *Pounds per cubic foot*

STEP – *Standard for the Exchange of Product Model Data*

MPa – Megapascal

cm – Centímetro

ABS - Acrilonitrila butadieno estireno

PMEM – Polímero metil etil metacrilato

MMM – Monômero metil metacrilato

kgf – Quilograma força

mm/s – Milímetro por segundo

N/mm – Newton por milímetro

1°Q – 1°Quartil

C.Var – Coeficiente de variação

DP – Desvio-padrão

3°Q – Quartil.

CP – Corpo de prova

AAOS – *American Academy of Orthopedic Surgeons*

ARUD – Articulação radioulnar distal

CA – Compressão axial

FMRP-USP – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

IC – Intervalo de Confiança

MEF – Método dos elementos finitos

RM – Ressonância magnética

TC – Tomografia computadorizada

USP – Universidade de São Paulo

## SUMÁRIO<sup>1</sup>

1 INTRODUÇÃO.....	26
1.1 ANATOMIA ÓSSEA.....	29
1.2 ANATOMIA LIGAMENTAR.....	31
1.3 MODELO DAS TRÊS COLUNAS.....	32
1.4 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA.....	33
1.5 AVALIAÇÃO TOMOGRÁFICA.....	34
1.6 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	35
1.7 LESÕES ASSOCIADAS.....	36
1.8 SISTEMAS DE CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS DA EXTREMIDADE DISTAL DO RÁDIO.....	36
1.9 CRITÉRIOS DE INSTABILIDADE.....	37
1.10 OSTEOPOROSE.....	39
1.11 TRATAMENTO.....	39
1.12 TRATAMENTO NÃO CIRÚRGICO.....	40
1.13 FIXAÇÃO PERCUTÂNEA.....	41
1.14 FIXADOR EXTERNO.....	41
1.15 REDUÇÃO ABERTA E FIXAÇÃO INTERNA.....	42
1.16 METODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	42
1.17 HIPÓTESE.....	44
2 OBJETIVOS.....	45
2.1 OBJETIVO GERAL.....	46
2.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	46
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	47
3.1 PLACA E PARAFUSOS.....	48
3.2 MODELOS ÓSSEOS.....	50
3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	51
3.4 AQUISIÇÃO DIGITAL DOS MODELOS.....	51
3.5 OBTENÇÃO DE IMAGENS TRIDIMENSIONAIS.....	51

---

<sup>1</sup> Seguindo as Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP, 2020 – De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT NBR 6023).

3.6 BIOCAD.....	52
3.7 SIMULAÇÃO E VALIDAÇÃO DOS MODELOS PROPOSTOS.....	55
3.8 GUIAS DE CORTE, PERFURAÇÃO E DE MONTAGEM DOS SISTEMAS DE FIXAÇÃO.....	57
3.9 IMPRESSÃO DOS GUIAS E ACESSÓRIOS PARA ENSAIO DE COMPRESSÃO AXIAL EM IMPRESSORA 3D.....	62
3.10 CONFECÇÃO DO MODELO ÓSSEO.....	62
3.11 INCLUSÃO DA BASE DOS MODELOS.....	64
3.12 SEQUÊNCIA PARA MONTAGEM DOS MODELOS.....	65
3.13 MONTAGEM VOLAR MATRIX™.....	67
3.14 MONTAGEM VOLAR VARIAX2™.....	68
3.15 MONTAGEM DORSAL MATRIX™.....	69
3.16 MONTAGEM DORSAL VARIAX2™.....	70
3.17 GRUPOS DE MODELOS.....	71
3.18 ENSAIOS MECÂNICOS.....	72
3.19 ENSAIO MECÂNICO DE COMPRESSÃO AXIAL NA FASE ELÁSTICA.....	72
3.20 ENSAIO MECÂNICO CÍCLICO.....	73
3.21 ENSAIO MECÂNICO ATÉ A FALÊNCIA.....	75
3.22 SEQUÊNCIA DA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS MECÂNICOS.....	75
3.23 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	76
3.23.1 DADOS.....	76
3.23.2 ETAPAS DAS ANÁLISES ESTATÍSTICAS.....	77
3.23.2.1 ANÁLISE DESCRITIVA.....	77
3.23.2.2 COMPARAÇÕES.....	77
4 RESULTADOS.....	79
4.1 ASPECTOS CLÍNICOS.....	80
4.1.1 RESULTADOS DO GRUPO 1.....	80
4.1.2 RESULTADOS DO GRUPO 2.....	82
4.1.3 RESULTADOS DO GRUPO 3.....	85
4.1.4 RESULTADOS DO GRUPO 4.....	86
4.2 ANÁLISE DESCRITIVA.....	87
4.3 COMPARAÇÕES ENTRE OS TIPOS DE MONTAGENS.....	92
4.3.1 EM CADA MOMENTO ISOLADAMENTE.....	93

4.3.2 VARIAÇÕES ENTRE PRÉ E PÓS CICLAGEM.....	94
4.3.3 VARIAX2™ DORSAL E VARIAX2™ VOLAR.....	95
4.3.3.1 EM CADA MOMENTO ISOLADAMENTE.....	95
4.3.3.2 VARIAÇÃO ENTRE PRÉ E PÓS CICLAGEM.....	96
4.3.4 ENTRE OS MOMENTOS.....	97
4.4 VALIDAÇÃO QUANTITATIVA.....	98
4.5 RESULTADOS DA ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	99
5 DISCUSSÃO.....	107
6 CONCLUSÕES.....	123
6.1 SUBPRODUTOS DA TESE E RECOMENDAÇÕES.....	124
7 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS.....	125
REFERÊNCIAS.....	127
ANEXOS E APÊNDICE.....	148

## **1 Introdução**

A fratura da extremidade distal do rádio é a segunda mais frequente nos Estados Unidos, apresentando menor incidência, apenas, que as fraturas de quadril, com uma estimativa de aproximadamente 700.000 casos por ano (MACINTYRE; DEWAN, 2016; CHUNG; SPILSON; ARBOR, 2001; LARSEN; LAURITSEN, 1993). O que leva a um gasto anual muito elevado com o tratamento dessas fraturas e sendo estimado entre 385 a 535 milhões de dólares americanos todos os anos (BURGE et al., 2007; RAY et al., 1997).

Essas fraturas apresentam um padrão de distribuição bimodal, com um primeiro pico de incidência entre 5 e 24 anos de idade, com predominância no sexo masculino e causadas por traumas de alta energia e por lesões relacionadas ao esporte, e um segundo pico de incidência que ocorre em pessoas com idade mais avançada, predominantemente no sexo feminino e que ocorrem com traumas de baixa energia e estão relacionadas à fragilidade óssea associada a osteoporose decorrente do avanço da idade (ORBAY; FERNANDEZ, 2002). A maioria das fraturas da extremidade distal do rádio apresentam multifragmentação dorsal, associado com desvio e angulação dorsal (MAGHAMI et al., 2021).

Com o aumento da disponibilidade dos métodos de tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio e com o maior entendimento das forças que atuam no punho, têm sido desenvolvidas inovações no tratamento deste tipo de fratura, tanto no método de tratamento não cirúrgico, quanto no método de tratamento cirúrgico (ALLURI; HILL; GHIASSI, 2016). Como por exemplo com o desenvolvimento e aprimoramento da técnica de osteossíntese minimamente invasiva da fratura da extremidade distal do rádio com uso de guia para inserção da placa e dos parafusos sem a desinserção do músculo pronador quadrado e mínimas incisões de pele (PAMFILIO de SOUSA, 2015). Outro exemplo é o desenvolvimento de técnicas com uso de artroscopia para redução das fraturas articulares da extremidade distal do rádio e fixação com placas ou fio de kirschner (OMOKAWA et al., 2017).

O tratamento com redução anatômica e fixação estável é o de escolha para as fraturas desviadas e instáveis da extremidade distal do rádio. A maior incidência de multifragmentação dorsal nas fraturas da extremidade distal do rádio fez com que no início do uso de placas para tratamento destas fraturas, fossem colocados os implantes via dorsal. Esse sistema de fixação passou a apresentar elevados índices de complicações inicialmente, o que levou ao desenvolvimento das placas volares bloqueadas com resistência suficiente para estabilizar as fraturas com cominuição

dorsal (ROZENTAL; BLAZAR, 2006; ORBAY; FERNANDEZ; 2002; ORBAY 2000). Depois foram desenvolvidas as placas dorsais bloqueadas de baixo perfil para evitar a irritação dos tendões extensores (BLYTHE et al., 2006; PEINE et al., 2000).

A via de fixação volar com uso de placa bloqueada se mostrou um bom método de tratamento de grande parte das fraturas da extremidade distal do rádio (DROBETZ; LISSBERG, 2003; ORBAY, 2002). O maior benefício do método de fixação utilizando placa com parafuso bloqueado é a possibilidade de fixação direta dos fragmentos maiores desviados e instáveis e a estabilização indireta para os fragmentos cominuídos por meio da criação de tensão no perióstio (ORBAY, 2005; KAMANO et al., 2005).

Alguns estudos mostraram que a fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com placa dorsal é um método efetivo de estabilização (ABE et al., 2016; ROZENTAL; BEREDJIKLIAN; BOZENTKA, 2003). Uma complicação frequente no tratamento da fratura da extremidade distal do rádio com uso da placa dorsal é a tenossinovite dos extensores, e com base nesta complicação, os implantes desenvolvidos para esta finalidade têm havido constante melhora nos desenhos para minimizar os efeitos sobre os tendões extensores no punho e estão apresentando bons resultados (ABE et al., 2016; ROZENTAL; BEREDJIKLIAN; BOZENTKA, 2003).

Fraturas da extremidade distal rádio com indicação de tratamento cirúrgico passaram um longo período sendo tratadas, na sua grande maioria, com uso de placa volar como sistema de fixação. Porém, não são isentas de complicações e algumas delas como, lesões de tendões flexores ou extensores, perda de estabilidade na fixação e desvio da fratura. Sendo que algumas dessas fraturas poderiam ser melhor tratadas com a abordagem dorsal e fixação com placa dorsal (ABE et al., 2016).

Pesquisas recentes evidenciam que complicações decorrentes de fixação cirúrgica com placa dorsal bloqueada ou placa volar bloqueada são semelhantes, sendo que alguns mostram complicações mais sérias com o uso de placas volares (ABE et al., 2016). Em casos de fraturas multifragmentadas ou osso osteoporótico, é necessário a fixação com a aplicação dos parafusos com posicionamento de suporte subcondral dos parafusos distais da placa e em alguns casos é necessário o posicionamento mais distal possível da placa volar bloqueada mas com o risco do contato e irritação dos tendões flexores com a placa (OMOKAWA et al., 2017).

Para as fraturas estáveis e sem desvio o tratamento não cirúrgico, a redução fechada e estabilização com imobilização externa, é um bom método de tratamento.

(MAUCK; SWINGLER, 2018). As fraturas que mantêm o desvio após realizado manobra de redução fechada, ou nos casos de fraturas que são instáveis, o melhor tratamento é com o uso de redução aberta e fixação interna dos fragmentos (LUTSKY; BOYER; GOLDFARB, 2013). No entanto ainda não se têm nenhuma evidência de que um método de fixação das fraturas da extremidade distal do rádio seja de qualidade superior a outro método dos descritos anteriormente (LICHTMAN; BINDRA; BOYER, 2010).

Desde a criação e a difusão da placa volar bloqueada da extremidade distal do rádio no começo dos anos 2000, o número de fraturas da extremidade distal do rádio tratadas com redução aberta e fixação interna aumentou consideravelmente (MATTILA et al., 2011; CHUNG; SHAUVER; BIRKMEYER, 2009; KOVAL et al., 2008). Na literatura não se têm evidências de que o tratamento com redução aberta e fixação interna com placa bloqueada apresenta superioridade em relação ao tratamento com redução fechada e fixação percutânea ou fixação externa (MAUCK; SWINGLER, 2018).

O método de tratamento com fixação ideal da fratura da extremidade distal do rádio é aquele que permite mobilização precoce sem que ocorra perda da estabilidade do sistema de fixação, sem que ocorra desvio da fratura ou que ocorra perda de redução, evitando, assim, que o paciente evolua com rigidez articular ou apresente perda de trofismo muscular por desuso (LEUNG et al., 2003).

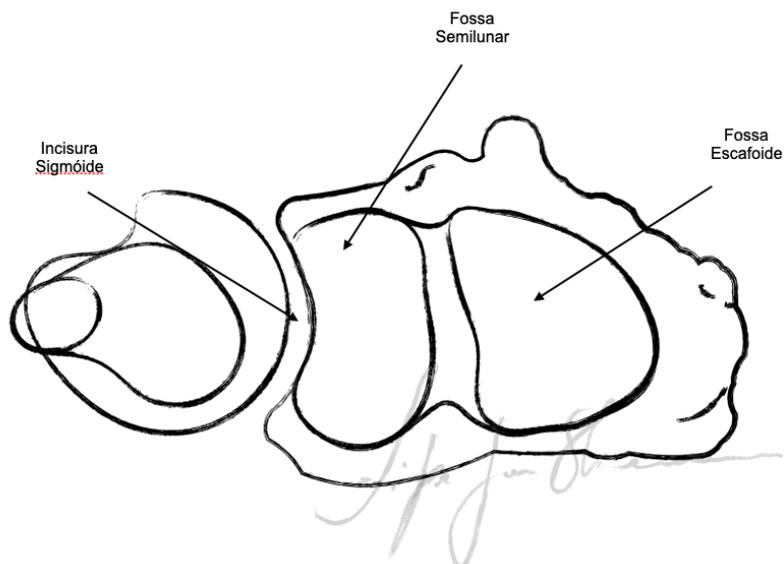
A fixação das fraturas com placas dorsais bloqueadas fornece maior estabilidade de fixação para as fraturas com multifragmentação e instabilidade dorsal (DE SMET et al., 2016; BLYTHE et al., 2006).

Apesar de alguns estudos na literatura sugerirem que a fixação por via dorsal pode oferecer maior rigidez de estabilização, não foram encontrados estudos biomecânicos comparando mesmo padrão de fratura com mesmo modelo de implante para assegurar essa diferença no sistema de fixação, utilizando ensaios mecânicos.

## **1.1 Anatomia óssea**

São três superfícies articulares independentes na extremidade distal do rádio:  
(1) fossa do escafoide, (2) fossa do semilunar, (3) incisura sigmóide (Figura 1).

**Figura 1** - Ilustração das superfícies articulares da extremidade distal do rádio.



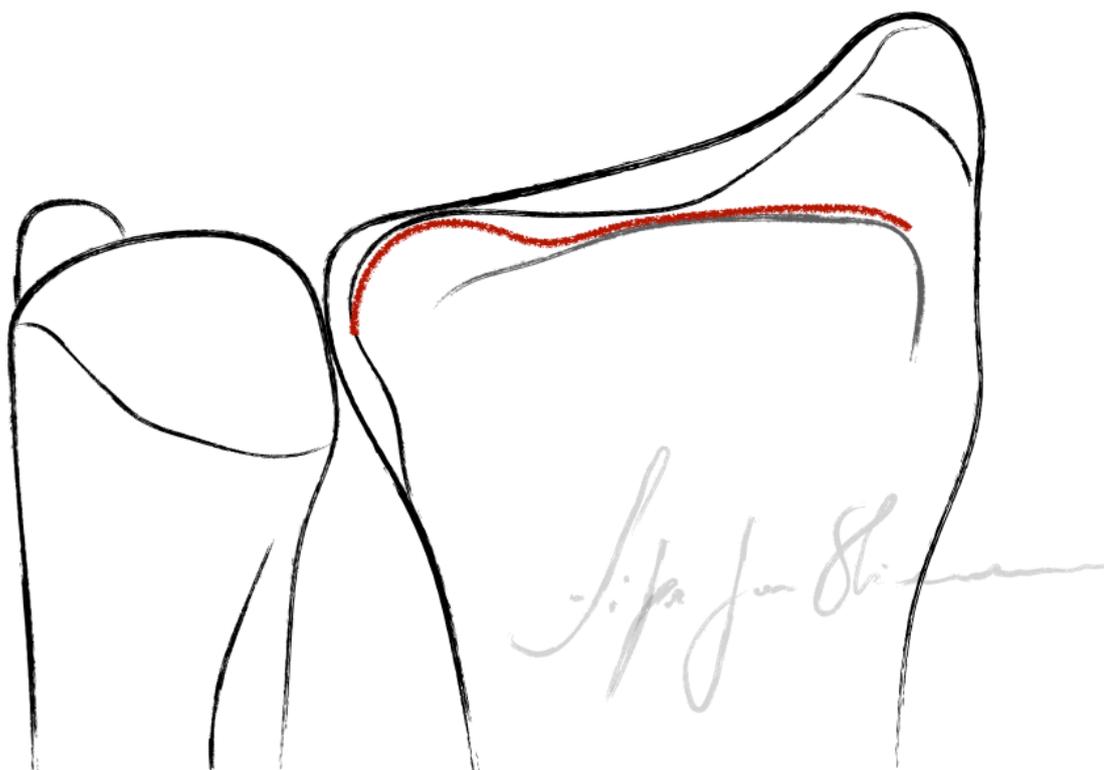
Fonte: do autor.

A articulação carpal da extremidade distal do rádio é côncava em relação ao carpo. A articulação rádio escafoide está localizada na porção radial da extremidade distal do rádio incluindo o estilóide radial. A articulação rádio ulnar distal e incisura sigmóide compõem a região ulnar da extremidade distal do rádio. A incisura sigmóide está orientada de maneira perpendicular à fossa do semilunar para completar a articulação rádio ulnar distal. A incisura sigmóide é semicilíndrica, servindo como uma sela para a extremidade distal da ulna e forma a articulação rádio ulnar distal, uma articulação trocóide facilita a combinação de movimentos de translação e de rotação (EKENSTAM; HAGERT, 1985). A extremidade distal da ulna é o ponto de pivô para movimentos de pronação e de supinação do punho, ponto em que a extremidade distal do rádio e os ossos do carpo fazem o movimento rotacional. A translocação acontece devido ao maior raio de curvatura da incisura sigmóide no rádio do que a cabeça da ulna. Isso acaba resultando em movimentos de translação dorsal e volar durante os movimentos de pronação e de supinação do rádio, respectivamente (EKENSTAM; HAGERT, 1985).

Existem diferentes graus de densidade de osso na extremidade distal do rádio, e isso vai impactar na propagação de fraturas entre as fossas do escafoide e do semilunar (MELONE, 1993; MELONE, 1986; MELONE, 1984).

A linha divisora de águas (*watershed line*), representada na Figura 2, localizada no aspecto volar do rádio na extremidade distal, não deve ser ultrapassada com a placa volar bloqueada no momento de fixação de uma fratura devido ao risco de ruptura de tendões flexores (ORBAY, 2005).

**Figura 2** - Ilustração da linha divisora de águas (*watershed line*).



Legenda: Linha em vermelho representa a posição da linha divisora de águas na face volar da extremidade distal do rádio.

Fonte: do autor.

## 1.2 Anatomia ligamentar

Os complexos ligamentares robustos proporcionam a estabilidade essencial para a articulação do punho. Os ligamentos extrínsecos promovem a ponte ligando os ossos do carpo à extremidade distal do rádio e aos metacarpianos. Os ligamentos intrínsecos se originam e se inserem nos ossos carpais. Os ligamentos radioescafolunar, radioluno piramidal, radioescafocapitato, e ligamento radiopiramidal dorsal, estão inseridos na margem articular da extremidade distal do rádio e nos

respectivos ossos do carpo. A combinação entre os ligamentos intrínsecos e extrínsecos atuam com função de formar uma articulação estável e guiar os vetores de força na articulação radiocarpal. O complexo da fibrocartilagem triangular (CFCT) e seus componentes dorsal e volar de ligamentos radioulnares são os principais estabilizadores da articulação radioulnar distal (PALMER, WENER; MECH, 1981). Os ligamentos robustos da fossa do semilunar em combinação com o CFCT são importantes na estabilização do lado ulnar do punho. Este complexo ligamentar excepcionalmente forte é o motivo que leva o carpo sempre estar virtualmente desviado com o fragmento volar/dorsal medial da fratura da extremidade distal do rádio (MAUCK; SWINGLER, 2018).

### **1.3 Modelo das três colunas**

Descrita por Rikli e Regazzoni (1996) a extremidade distal do rádio e da ulna, a articulação radiocarpal e a articulação radioulnar distal podem ser divididas anatomicamente em três colunas distintas: (1) coluna radial, (2) coluna intermediária e (3) coluna ulnar (KENNEDY; HANEL, 2013) ilustrado na Figura 3. A coluna radial e a intermédia são suportadas pela metáfise do terço distal do rádio. A coluna radial é formada pelo estilóide radial, fossa do escafoide, e as inserções ligamentares do ligamento radioulnar, do ligamento radioescafo-capitato e do braquioradial, a coluna radial funciona como um suporte para o carpo no desvio rádio ulnar do carpo. As inserções ligamentares do radioescafo-capitato e ligamentos colaterais radiais previnem translação do carpo (RIKLI et al., 2007). A força de tração que o braquioradial exerce sobre o estilóide radial na sua inserção na coluna radial pode causar perda de altura radial, de inclinação e translação radial nas fraturas da extremidade distal do rádio. A coluna intermédia é o principal componente de sustentação de força no punho no modelo de três colunas, o que deve ser o ponto primário de restauração de congruência articular e alinhamento do eixo mecânico do punho (RIKLI et al., 2007; RIKLI; REGAZZONI, 1996), essa coluna é formada pela fossa do semilunar e incisura sigmóide. Inserções ligamentares do semilunar, volar, e do piramidal, dorsal, são responsáveis por restringir translações do carpo. Inserções ligamentares entre a extremidade distal do rádio e da ulna (ligamentos radioulnar dorsais e volares) são importantes estabilizadores da articulação radio ulnar distal com a rotação do antebraço (RIKLI et al., 2007).

**Figura 3** - Ilustração representando o modelo das três colunas.



Legenda: Azul: coluna radial, verde: coluna intermédia e rosa: coluna ulnar.

Fonte: do autor.

A coluna ulnar atua como eixo rotacional para movimentos de pronação e de supinação do punho (RIKLI; REGAZZONI, 1996). É composto pela extremidade distal da ulna e CFCT. Estudos biomecânicos demonstraram que perda da altura radial maior de 5 mm pode causar danos ao CFCT (ADAMS, 1993).

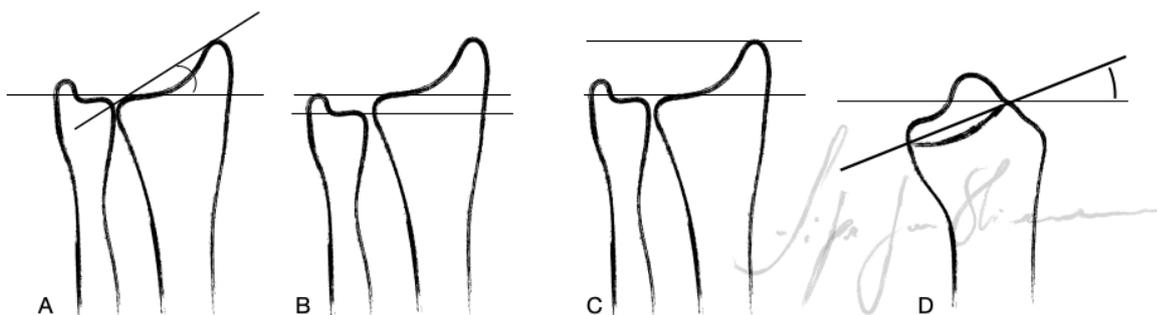
#### **1.4 Avaliação radiográfica**

A radiografia é o primeiro exame que deve ser solicitado na avaliação por imagens nos traumas da extremidade distal do rádio, utilizando as incidências em posteroanterior (PA), incidência lateral (P).

Na avaliação radiográfica do punho, deve-se medir quatro parâmetros radiográficos (Figura 4): (1) altura radial, (2) inclinação radial, (3) variância ulnar, (4) inclinação volar (GRAHAM, 1997). A altura radial e a variância ulnar são dois métodos descritos para avaliar a relação da superfície articular do rádio e da ulna na articulação radio ulnar distal. A altura radial é a distância entre uma linha uma linha desenhada

na superfície articular da ulna paralela a esta articulação e uma segunda linha paralela à primeira linha, tocando a ponta do estilóide radial e a média é de 12,8 mm. A variância ulnar é medida como a distância entre uma linha desenhada perpendicular ao longo eixo axial do rádio na incisura sigmóide e medido a distância da superfície articular da ulna a esta linha, podendo ser neutro, negativo ou positivo e deve sempre ser comparado com o membro contralateral, não lesionado, pois podem ocorrer variações anatômicas em diferentes indivíduos. A inclinação radial é a medida dos ângulos formados por uma linha paralela à superfície articular da fossa do semilunar e uma linha conectando o ponto mais distal do estilóide radial e a porção mais ulnar da fossa do semilunar do rádio, e é aproximadamente 23°, o *tilt* volar do rádio é medido na incidência perfil do rádio traçando uma linha que toca o ápice dorsal e o ápice volar da superfície articular com uma segunda linha perpendicular ao eixo longo do rádio na mesma incidência. (SCHNEPPENDAHL; WINDOLF, 2012).

**Figura 4** - Ilustração dos parâmetros analisados nas radiografias do punho.



Legenda: A: inclinação radial; B: variância ulnar; C: altura radial; D: *tilt* volar do rádio.

Fonte: do autor.

### 1.5 Avaliação tomográfica

A avaliação tomográfica vem se mostrando cada vez mais uma ferramenta bastante útil na avaliação das fraturas com acometimento articular na extremidade distal do rádio. Cole e colaboradores em 1997, demonstraram maior acurácia na avaliação da congruência articular quando comparado com radiografias simples (COLE et al., 1997). A identificação de acometimento da superfície articular é mandatória na avaliação das fraturas da extremidade distal do rádio para um

planejamento cirúrgico e indicador de prognóstico. Um estudo evidencia a importância de avaliar a superfície articular nos casos de fratura da extremidade distal do rádio, qualquer grau de incongruência nela pode levar a uma artrose pós-traumática em 91% dos pacientes e 100% se o desvio na superfície articular for maior de 2 mm (KNIRK; JUPITER, 1986).

Os cortes transversais são úteis quando o padrão da fratura não ficou bem claro nas avaliações das radiografias simples e particularmente nas avaliações das fraturas em padrões de *die-punch* (fraturas por afundamento da coluna intermédia) (ARORA; GROVER, 2010). As tomografias do punho se mostraram úteis para ajudar no diagnóstico das fraturas com acometimentos da articulação radio ulnar distal e das fraturas ocultas do escafoide associadas (ARORA; GROVER, 2010; KATZ; BEREDJIKLIAN, 2001). Um estudo realizado por Harness e colaboradores em 2006, mostraram que o estudo tridimensional combinado ao estudo de radiografias simples, mudaram significativamente os planejamentos dos tratamentos cirúrgicos, assim como as vias de acesso para a execução das cirurgias (HARNESS; RING; ZURAKOWSKI, 2006).

Um grande número de fraturas da extremidade distal do rádio que inicialmente diagnosticadas como extra articulares nas radiografias simples, ao se avaliar com uso de tomografia computadorizada o diagnóstico passa a ser de fratura com acometimento articular (SCHNEPPENDAHL; WINDOLF, 2012). A tomografia computadorizada não deve ser utilizada indiscriminadamente para todos os pacientes com qualquer fratura da extremidade distal do rádio, visto pelo aumento de radiação ao paciente, e ao aumento de custos deve ser utilizada com critério pelo cirurgião que vai tratar o paciente para definir método de tratamento cirúrgico (KLEINLUGTENBELT et al., 2017).

## **1.6 Ressonância Magnética**

O exame de ressonância magnética nuclear não é um exame de escolha inicial para as fraturas da extremidade distal do rádio, mas pode ser bastante útil quando existe a suspeita de uma fratura que não foi visualizada nem com uso de tomografia computadorizada ou na suspeita de lesões de partes moles associadas como uma lesão ligamentar do carpo (SCHNEPPENDAHL; WINDOLF, 2012).

## **1.7 Lesões associadas**

As fraturas da extremidade distal do rádio podem ocorrer associadas com múltiplas lesões associadas, as lesões no CFCT são as que estão mais frequentemente associadas, sendo encontradas em 39% a 84% das fraturas instáveis desta extremidade (LINDAU; ADLERCREUTZ; ASPENBERG, 2000; RICHARDS, 1997). As lesões do CFCT devem ser consideradas sempre que uma instabilidade da articulação rádio ulnar distal estiver associada à fratura da extremidade distal do rádio (RUCH; YANG; SMITH, 2003). As radiografias devem ser obtidas para avaliar o espaço alargado na articulação radio ulnar distal, e a presença de fratura da base do estilóide ulnar, pois estão associados ao aumento dos índices de instabilidade desta articulação e devem ser melhor investigadas (OMOKAWA et al., 2014; FUJITANI et al., 2011). As fraturas da extremidade distal do rádio com acometimento intra-articular podem ter até 68% de lesões de tecidos moles associados (CFCT, ligamento escafosemilunar e ligamento lunopiramidal) e a falha no reconhecimento dessas lesões no tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio podem levar a complicações no resultado funcional do paciente (GEISSLER et al., 1996).

## **1.8 Sistemas de classificação das fraturas da extremidade distal do rádio**

Diversos modelos de sistema de classificação para descrever os padrões de fraturas da extremidade distal do rádio foram descritos para melhor direcionar a indicação de tratamento a ser realizado, porém, é muito significativa a incidência de variabilidade inter e intra observadores nos sistemas de classificação (ANDERSEN; BLAIR; STEYERS, 1996). Atualmente são descritos 15 sistemas de classificação de fraturas da extremidade distal do rádio que foram descritos nos últimos 70 anos (SHEHOVYCH et al., 2016). Colles em 1814 foi o primeiro a descrever o padrão mais comum de fratura da extremidade distal do rádio. É uma fratura com desvio dorsal, e extra articular, por isso esse padrão de fratura recebeu seu nome (COLLES, 1970). Essa primeira descrição foi baseada apenas em parâmetros clínicos, não utilizando de radiografias ou outros métodos de diagnóstico por imagens. O sistema de classificação continuou na década de 1930. Gartland e Werley em 1951 e Lidstrom em 1959 descreveram melhor os padrões de fraturas e o envolvimento articular rádio carpal (LIDSTROM, 1959; GARTLAND; WERLEY, 1951). Em 1967 Frykman expandiu

a classificação para incluir a articulação radioulnar distal e estilóide ulnar (FRYKMAN, 1967). O trabalho de Melone em 1984 descreveu a extensão da lesão para a superfície articular pelo desvio dos fragmentos, grau de cominuição e propagação da fratura, e pode ter sido utilizado como referência para o modelo de colunas descrito por Rikli (RIKLI; REGAZZONI, 1996; MELONE, 1984). Depois Fernandez e Geissler (FERNANDEZ; GEISLER, 1991) expandiram a classificação correlacionando o mecanismo de trauma associado ao padrão anatômico da fratura. O sistema de classificação descrito mais compreensível e mais reprodutível foi descrito por Muller et al., em 1986 e incluiu 27 descrições, a classificação *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO – Association for the Study of Internal Fixation)* (MULLER et al., 1990). Em seguida essa classificação foi modificada e incluído três categorias baseadas no envolvimento articular (extra articular, parcialmente articular, e articular completa) com três subtipos com maiores descrições dos padrões das fraturas, propagação da energia e cominuição. No entanto a versão simplificada já apresenta maior concordância intra e inter observadores, porém ficou questionável sua eficácia na descrição das fraturas por uma limitação no uso clínico deste modelo simplificado (ANDERSEN; BLAIR; STEYERS, 1996). Em 2018 ocorreu uma nova modificação, incluindo a especificação do osso acometido no antebraço, “R” para o rádio e “U” para ulna (MEINBERG et al., 2018). Os sistemas de classificação devem, idealmente, prever prognóstico e orientar tratamento. O melhor sistema de classificação para orientar o tratamento clínico ainda é muito controverso e com grande variância entre os especialistas (MAUCK; SWINGLER, 2018). Nosso modelo utilizado neste estudo é o de uma fratura sem acometimento articular com cunha dorsal 2R3A3 (MEINBERG et al., 2018).

O modelo utilizado neste estudo é o de uma fratura sem acometimento articular com cunha dorsal 2R3A3 (classificação AO/OTA).

### **1.9 Critérios de instabilidade**

As fraturas da extremidade distal do rádio representam o segundo maior número de fratura em pacientes com mais de 65 anos de idade, perdendo apenas para as fraturas do terço proximal do fêmur (CHUNG; SHAUVER; BIRKMEYER, 2009; KOVAL et al., 2008). Está claro e é consenso que as fraturas sem desvio e estáveis devem ser tratadas de maneira não cirúrgica, com redução fechada e imobilização

gessada. Porém, estudos mostraram que a baixa densidade mineral óssea está associada à dificuldade de manter a redução da fratura e está relacionada à perda de redução da fratura nos tratamentos não cirúrgicos, apesar de conseguido uma imobilização adequada (NESBITT; FAILLA; LES, 2004; LEONE et al. 2004).

As complicações tardias do tratamento não cirúrgico estão associadas a perda da redução nos momentos iniciais com altos índices de falha de remanipulação da redução da fratura e da imobilização após perda de redução, evidenciando fatores de risco para novo desvio da fratura após nova redução (MCQUEEN; MACLAREN, CHALMERS, 1986). Para melhor estudo e padronização desses critérios, foram estudados por La Fontaine, Hardy e Delince (1989) e em 2006 por Mackenney, McQueen e Elton.

Nesbitt, Failla e Les em 2004 mostraram que a idade é o principal fator de instabilidade na tentativa de tratamento não cirúrgico da fratura da extremidade distal do rádio (NESBITT; FAILLA; LES, 2004).

As consolidações viciosas com taxas de 50% foram mostradas em pacientes idosos com fraturas instáveis da extremidade distal do rádio tratadas com redução fechada e imobilização, sem cirurgia (ALLURI; HILL; GHIASSI, 2016; MACKENNEY; MCKQUEEN; ELTON, 2006).

Lamartina et al. em 2015 avaliaram mais de 500 fraturas da extremidade distal do rádio tratadas com redução fechada e imobilização, observando os critérios de McQueen e de La Fontaine, Hardy e Delince (1989). Foi possível neste estudo validar os critérios descritos anteriormente prevendo o valor final da altura radial e inclinação e valor final da variância ulnar. Nenhum dos métodos foi útil em prever o valor final de inclinação dorsal ou de perda do alinhamento carpal (LAMARTINA et al., 2015).

Apesar de a fratura do estilóide ulnar ser um dos critérios de instabilidade, este fator deve ser considerado com muita cautela como critério de instabilidade para indicar o tratamento cirúrgico de um paciente com fratura da extremidade distal do rádio, trabalhos mostram não ter diferença de prognóstico nos paciente com pseudartrose do estilóide ulnar e não apresentar diferenças entre os pacientes com as fraturas fixadas e as não fixadas do estilóide ulnar ( YUAN; ZHANG; LIU, 2017).

O que mais está associado a previsão de inclinação volar e de um bom alinhamento do carpo após o tratamento não cirúrgico é a capacidade de boa redução da córtex volar e de restaurar a continuidade dela (ALLURI; HILL; GHIASSI, 2016; LAMARTINA et al., 2015).

## 1.10 Osteoporose

A osteoporose está intimamente associada ao aumento da incidência das fraturas da extremidade distal do rádio na população com mais de 65 anos de idade, assim, intensificar os cuidados com essa doença deve reduzir a quantidade de fraturas associadas a esta condição (Rozental, 2008). Mulheres acima dos 60 anos de idade apresentam aproximadamente 15% a mais de risco de fraturas que homens com mesmo tempo de vida (QUADLBAUER et al., 2020; FIGL et al., 2009). Nos pacientes com ossos osteopênicos as fraturas de punho tendem a acontecerem antes das fraturas de coluna ou de quadril (VARGA et al., 2009).

As maiores taxas de acometimento das fraturas da extremidade distal do rádio que ocorrem anualmente são nas pessoas entre 75 e 84 anos de idade (351,5 por 100.000 pessoas), apesar de também entre 25 e 34 anos de idade (até 189,3 por 100.000 pessoas), entre 35 e 44 (até 104,5 por 100.000 pessoas) e entre 45 e 54 anos de idade (até 179,8 por 100.000 pessoas) incorrerem volumes importante de acometimento na população economicamente ativa (CHUNG; SPILSON; ARBOR, 2001). A análise pelo método dos elementos finitos tem auxiliado nas pesquisas de fraturas da extremidade distal do rádio e osso osteoporótico (BURKHART et al., 2014; VARGA et al., 2010).

## 1.11 Tratamento

O objetivo do tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio, sendo cirúrgico ou não, é restaurar o alinhamento do osso. Restaurar o alinhamento anatômico em fraturas desviadas é o ideal, porém, critérios radiográficos foram estabelecidos para um alinhamento aceitável, encurtamento radial menor de 2 mm, inclinação radial menor de 10°, 10° dorsal até 20° volar de inclinação e degrau articular menor de 2 mm (NANA; JOSHI; LICHTMAN, 2005; GRAHAM, 1997). Estudos demonstraram que desvios dorsais de 20° a 30° levam a alterações degenerativas tardias por alterações das cargas através da articulação radiocarpal (POGUE et al., 1990). O aumento da inclinação dorsal, associado ao encurtamento radial, pode levar a uma incongruência da articulação radio ulnar distal, resultando em uma perda de movimentos de pronação e de supinação (ADAMS; LAWLER, 2007; KIHARA; PALMER; FORTINO, 1996; PALMER, WENER; MECH, 1981). Qualquer desvio

articular maior de 2 mm pode aumentar a probabilidade de artrose pós-traumática em até 100% (KNIRK; JUPITER, 1986).

### 1.12 Tratamento não cirúrgico

O tratamento realizado com redução fechada da fratura e imobilização com órtese ou gesso sempre foi o tratamento mais realizado para as fraturas, sem desvio e estáveis, da extremidade distal do rádio. A redução fechada pode ser realizada sob procedimento de sedação e cuidados anestésicos monitorados, bloqueio anestésico local do hematoma, bloqueio de nervo loco regional, anestesia intravenosa regional (bloqueio de Bier), ou anestesia geral. Existem diversas complicações associadas a todos os métodos anestésicos citados e estudos comparando a eficácia e segurança entre eles (HANDOLL; MADHOK; DOODS, 2002).

Após as manobras de redução da fratura da extremidade distal do rádio os pacientes são imobilizados. Os pacientes com fraturas instáveis da articulação radio ulnar distal são mantidos em imobilizações do punho até acima do cotovelo para impedir movimentos de pronação e de supinação, os pacientes com fraturas estáveis são mantidos com imobilizações somente do punho, mantendo o cotovelo livre (MAUCK; SWINGLER, 2018). Os parâmetros avaliados que estão associados a maiores índices de perda de redução são: idade acima de 60 anos, angulação maior de 20° vista na radiografia lateral, encurtamento radial maior de 5 mm, multifragmentação dorsal, fratura da extremidade distal da ulna associado e fratura acometendo articulação radiocarpal (SCHNEPPENDAHL; WINDOLF, 2012). Alguns estudos mostram não haver diferença de método de imobilização para as fraturas estáveis da extremidade distal do rádio (GAMBA et al., 2017; BONG; EGOL; LEIBMAN, 2006), recomendações da *American Academy of Orthopaedic Surgeons* (AAOS) para seguimento clínico desses paciente em tratamento não cirúrgico das fraturas da extremidade distal do rádio são de retornos semanais com radiografias a cada consulta nas primeiras 3 semanas após a imobilização e depois, após o final do tratamento com imobilização na sexta semana (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS – AAOS, 2013).

Estudos mostram que em pacientes idosos com fratura da extremidade distal do rádio, tratados de maneira não cirúrgica, não apresentam diferença significativa da

função se comparados aos pacientes operados, apesar de diferenças radiográficas (DIAZ-GARCIA et al., 2011).

### **1.13 Fixação percutânea**

O tratamento cirúrgico com o uso de fios de Kirschner como método minimamente invasivo de estabilização da fratura tem sido descrito como método de tratamento para as fraturas extra articulares por muitos autores (MAH; ATKINSON, 1992; CLANCEY, 1984; MUNSON; GAINOR, 1981). Estudos demonstraram bons resultados a longo prazo em pacientes com fraturas de duas e três partes (GLICKEL et al., 2008). O sucesso da técnica de fixação minimamente invasiva depende de boa qualidade óssea, mínima fragmentação da fratura. E, no entanto, este método promove fixação interna limitada, necessitando de imobilização externa associada e uma acomodação da fratura foi descrito durante o processo de consolidação (BARTON; CHAMBERS; LANE, 2005). Complicações do tratamento percutâneo com fio de kirschner incluem aderências tendíneas, lesão de tendão, migração dos pinos, lesão vascular, lesão de nervo e infecção local do pino (MAUCK; SWINGLER, 2018).

### **1.14 Fixador externo**

O uso do fixador externo como método de tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio é indicado, mas com o desenvolvimento e aprimoramento das placas bloqueadas de rádio distal, o seu uso vem sendo cada vez mais menor (MAUCK; SWINGLER, 2018). A redução dos fragmentos com o uso de fixação externa se baseia no princípio da ligamentotaxia, primariamente nos ligamentos radioescafo-capitato e radioulnar (SLUTSKY, 2007). Uma indicação importante do uso do fixador externo como método de tratamento nas fraturas da extremidade distal do rádio é a de realizar uma fixação temporária como um controle de dano nos pacientes poli traumatizados até serem transferidos para um serviço terciário referência no tratamento do paciente, ou nos casos de fraturas expostas com grande perda de tecidos moles, como uma medida inicial (BINDRA, 2005). A utilização do sistema de fixador externo também está indicada nos pacientes em que foi realizado uma fixação interna não totalmente estável, que necessita de suporte extra para manter a redução e não ocorrer o colapso da fratura (BALES; STERN, 2012). Muitos estudos

evidenciaram as altas taxas de complicações do tratamento com uso do sistema de fixador externo, como infecção do ponto de entrada do pino na pele, perda da estabilidade do pino no osso e elevados índices de dor regional complexa (SLUTSKY, 2007; MARGALIOT et al., 2005). Apesar de que a síndrome de dor complexa regional ser baixa nos pacientes tratados com fratura da extremidade distal do rádio (CRIJNS et al., 2018).

### **1.15 Redução aberta e fixação interna**

Há pelo menos 35 tipos diferentes de placas bloqueadas de rádio distal de pelo menos 20 fabricantes diferentes somente nos Estados Unidos da América (BOYDSTUN; NASH; RAYAN, 2019). A taxa de complicação de retirada de implantes com parafusos bloqueados em todos os diferentes locais do corpo gira em torno de 20%, porém, na extremidade distal do rádio essa taxa é muito menor, em torno de 6%, uma das 5 regiões do corpo com menor taxa de complicação de retirada de implantes, que podem ser, perda da cabeça do parafuso, quebra do parafuso dentro do osso, fusão a frio do parafuso à placa, entre outras (BOYDSTUN; NASH; RAYAN, 2019).

### **1.16 Método dos elementos finitos (MEF)**

A análise pelo método dos elementos finitos está presente nos estudos de inovações de implantes ortopédicos há mais de quatro décadas (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015; GOEL; NYMAN, 2016). Esta análise é utilizada para simular o comportamento de um sistema físico, como um produto ou um processo, durante a aplicação de uma força de carga externa (GINESTRA; CERETTI; FIORENTINO, 2016). O MEF se baseia na análise por um conjunto finito de partes menores, os elementos, interligados entre si por meio de pontos discretos chamados nós.

Para o estudo do MEF é essencial o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais testados, implantes e osso (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015). O desenvolvimento desta análise se iniciou a partir de estudos de engenheiros aeronáuticos para análise de distribuição de tensões em chapas de asas de avião e, assim, sua formulação é creditada à Engenharia Aeronáutica e ao computador digital (MACEDO, 2009).

Os testes experimentais em ossos humanos de cadáveres com ensaios mecânicos apresentam os resultados mais realísticos, porém, não são os mais viáveis, principalmente pelo número de modelos que devem ser ensaiados para diminuir os vieses, principalmente devido as variabilidades dimensionais e de suas propriedades. Os modelos de elementos finitos são uma alternativa viável e prática para avaliar as respostas mecânicas no osso e nos implantes quando submetidos a cargas de compressão, tração, torção ou qualquer outra condição de carregamento (BURKHART et al., 2014).

Os avanços tecnológicos com o uso da computação têm ajudado para pesquisas de casos clínicos não tão frequentes, padrões de fraturas ou para avaliar pequenas mudanças de posicionamento de implantes, desenhos de implantes e número de parafusos, com o uso da análise pelo método dos elementos finitos (ZHANG et al., 2021). As simulações com o uso de programas de computador estão ajudando a suprir as limitações dos testes experimentais mecânicos. As simulações permitem testar mais configurações de parafusos e orientações de parafusos (SYNEK; BAUMBACH; PAHR, 2021; MISCHLER et al., 2020; JABRAN et al., 2019). Muitos trabalhos que utilizam a análise pelo MEF em ossos e/ou articulações têm sido produzidos (TAN et al., 2015). A análise pelo MEF é importante e capaz de avaliar em um sistema de fixação, onde o sistema vai falhar e qual parafuso não é necessário no sistema de fixação, podendo até prever o número mínimo de parafusos para o sistema (SYNEK; BAUMBACH; PAHR, 2021).

Para o desenvolvimento dos modelos de elementos finitos é necessário o desenvolvimento e definição das estruturas envolvidas. Devido à complexidade e irregularidade das estruturas biológicas é difícil ou até impossível de desenhar manualmente sem realizar simplificações nos desenhos. A solução mais eficiente para este problema é a aquisição digital das estruturas biológicas como imagem de ressonância magnética, tomografia computadorizada, escâner a laser ou imagens histológicas. A tomografia computadorizada e a ressonância magnética capturam as imagens e as arquivam em um formato digital chamado DICOM (*Digital Imaging and COmunications in Medicine* – imagem digital e comunicações em medicina) (GINESTRA; CERETTI; FIORENTINO, 2016). O formato de arquivo normalmente utilizado para os modelos de elementos finitos é o STL (STereoLithography) (GINESTRA; CERETTI; FIORENTINO, 2016).

Para realizar a análise pelo método dos elementos finitos os materiais devem ser classificados em dois grupos: dúcteis e não dúcteis ou frágeis, de acordo com o tipo de análise a ser desenvolvida. Os implantes metálicos pertencem ao grupo dos materiais dúcteis, que tem a tensão medida com a tensão equivalente von Mises. Essa tensão é de magnitude proporcional à energia de distorção, utilizada em ensaios de falha de materiais dúcteis, em que é previsto que a falha independe do estado de tensão/deformação hidrostática, significando que as tensões de tração e de compressão são consideradas iguais e tratadas da mesma forma (DONATO; BIANCHI, 2011 apud ECHEVARRÍA, 2013). A tensão equivalente de von Mises não deve ser utilizada para análise de osso, que é um material frágil, as tensões máxima e mínima principais são apropriadas para a avaliação (DEJAK, 2008 apud ECHEVARRÍA, 2013).

O MEF também tem se mostrado um bom método para avaliar modelos de proteção para evitar fraturas, modelos de proteção como órteses (FAN et al., 2020).

Graças aos últimos avanços na geração dos modelos de elementos finitos, como a qualidade das imagens adquiridas das tomografias computadorizadas, capacidade da computação gráfica que levam à maior precisão na modelagem 3D, (ZHANG et al., 2021) a análise pelo MEF vem se mostrando um método com alta acurácia e reprodutividade, estudos prévios tem demonstrados erros menores de 3% para rigidez, e outras propriedades avaliadas de ossos e/ou de outro material estudado (VAN RIETBERGEN; ITO, 2015).

### **1.17 Hipóteses**

Nas fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal, os sistemas de fixação com placas dorsais ou volares apresentam o mesmo comportamento mecânico?

H1: As montagens com placas dorsais bloqueadas na fixação das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal são mais resistentes que as montagens com placas volares bloqueadas na fixação das mesmas fraturas.

H1: O ensaio cíclico com 250 N, simulando o carregamento fisiológico, utilizando a frequência de 1Hz por 1.000 ciclos, afetará o comportamento mecânico dos modelos das fixações das fraturas com placas dorsais e com placas volares.

**2 OBJETIVOS**

## **2.1 Objetivo geral**

Estudar e comparar as propriedades mecânicas, utilizando ensaios mecânicos de modelo de ossos artificiais, com fratura da extremidade distal do rádio do tipo AO 2R3A3 fixados com placas volares bloqueadas e placas dorsais bloqueadas sob cargas fisiológicas, antes e após o carregamento fisiológico cíclico, utilizando-se 1Hz por 1.000 ciclos. Analisar o comportamento mecânico das montagens utilizando o Método dos Elementos Finitos.

## **2.2 Objetivos específicos**

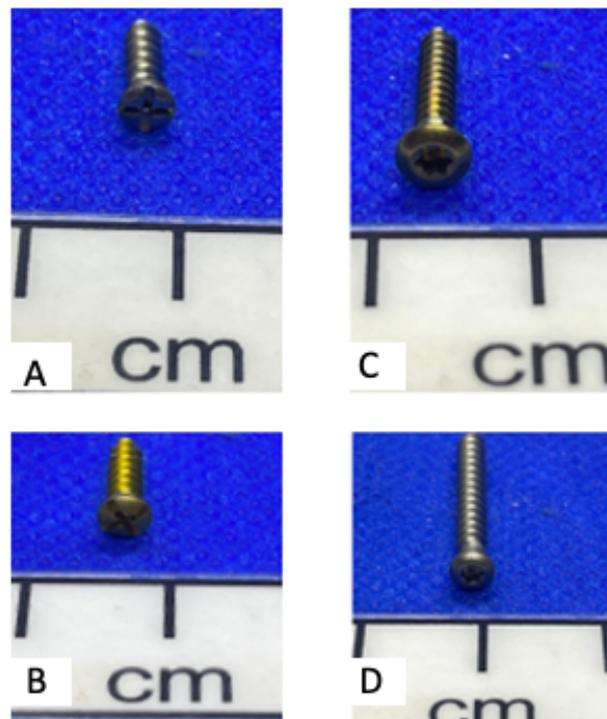
- a) Avaliar as propriedades mecânicas da fase elástica até o carregamento de 250 N, pré e pós ensaio cíclico;
- b) Avaliar os resultados das simulações utilizando, com o método dos elementos finitos, como: as tensões e deslocamentos gerados nas placas, parafusos e modelos ósseos.

### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

### 3.1 Placas e parafusos

Para comparação dos modelos de fixação por via dorsal e volar com placas bloqueadas, foram utilizados implantes da mesma marca (Stryker™; Kalamazoo, Michigan, EUA) em duas linhas de modelos diferentes, Matrix™ e Variax2™, utilizando as mesmas quantidades e disposições de parafusos nos fragmentos distais e proximais. Foram utilizados parafusos (Figura 5) da mesma marca (Stryker™) apropriados para cada modelo de placa (Figura 6). Os tipos de parafusos e as quantidades utilizadas estão no quadro 1. Os tipos de placas e quantidades utilizadas estão discriminados no quadro 2.

**Figura 5** – Modelos de Parafusos da Stryker™.



Legenda: A: parafuso bloqueado da placa Matrix™; B: parafuso cortical da placa Matrix™; C: parafuso cortical da placa Variax2™; D: parafuso bloqueado da placa Variax2™

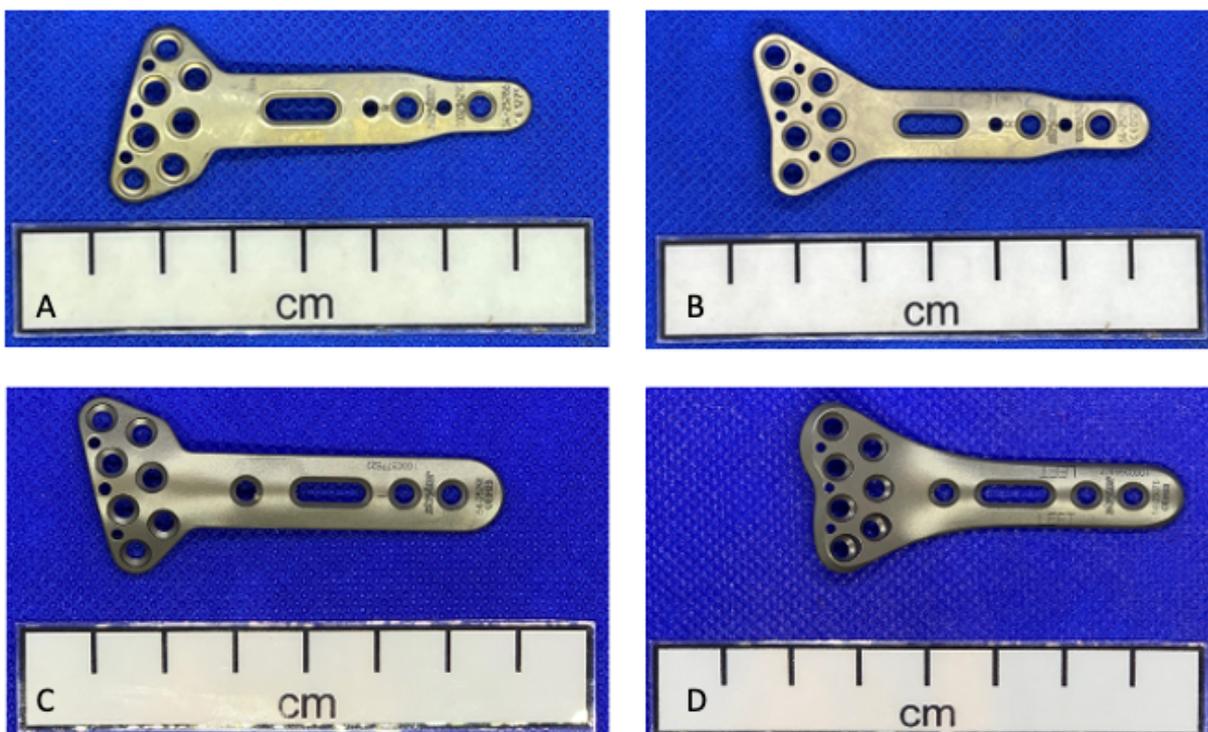
Fonte: do autor.

**Quadro 1** – Número (N) de parafusos com diâmetro externo de 2,7 mm, para cada comprimento e cada modelo de placa com as referências (Ref).

Modelos de parafuso	Comprimento (mm)					
	16		18		20	
	N	Ref	N	Ref	N	Ref
Cortical Matrix™	10	52-27216				
Bloqueado Matrix™	20	52-27316	10	52-27318	30	52-27320
Cortical Variax2™	10	657116				
Bloqueado Variax2™	20	656316	10	656318	30	656320

Fonte: do autor.

**Figura 6** – Modelos de placas da Stryker™



A: Placa dorsal Matrix™; B: Placa Volar Matrix™; C: Placa dorsal Variax2™; D: Placa Volar Variax2™.

Fonte: do autor.

**Quadro 2** – Modelos das placas com referência e quantidades utilizadas no estudo.

<b>Modelo da placa</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Referência</b>
Matrix™ volar esquerda	5	54-25276
Matrix™ dorsal esquerda	5	54-25284
Variax2™ volar esquerda	5	54-25376
Variax2™ dorsal esquerda	5	54-25291

Fonte: do autor.

### 3.2 Modelos ósseos

Os 20 modelos de ossos sintéticos utilizados foram de osso do rádio esquerdo, de 4ª geração modelo 3407 (Sawbones™; Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA). O modelo sintético foi escolhido para diminuir as variações, que são observadas em ossos biológicos de cadáveres. Este modelo sintético (Figura 7) reproduz fielmente as propriedades mecânicas de um osso natural (MCCALL et al., 2007; HEINER; BROW, 2001) e já foi utilizado em outros estudos das fraturas da extremidade distal do rádio (DROBETZ et al., 2013; DAHL et al., 2012; STANBURY; SALO; ELFAR, 2012; SOKOL et al., 2011). As propriedades do osso sintético estão no Anexo B.

**Figura 7** – Modelo ósseo 3407 da Sawbones™

Fonte: do autor.

Os modelos foram fabricados com materiais que reproduzem o osso cortical e o osso esponjoso metafisário, este que é de poliuretano sólido com densidade de 17 pcf (*pounds per cubic foot* – libras por pé cubica) essa densidade representa o osso de uma mulher de 60 anos com densidade óssea adequada para idade (BURGHARDT et al., 2010).

### **3.3 Método dos elementos finitos**

As simulações utilizando o método dos elementos finitos foram iniciadas com a obtenção dos BioCADs tridimensionais dos conjuntos osso, placa e parafusos, para simulação e validação dos modelos propostos.

### **3.4 Aquisição digital dos modelos**

Para confecção dos guias de corte, dos guias de perfuração e obtenção dos BioCADs tridimensionais dos conjuntos para simulação pelo método dos elementos finitos, foi necessário a obtenção das imagens e processamento em *software* específico.

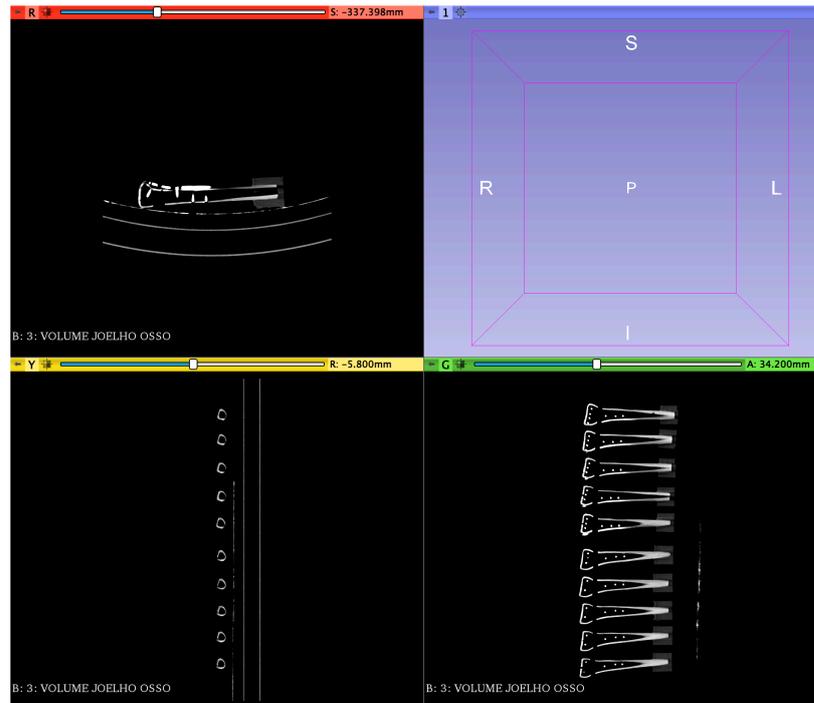
### **3.5 Obtenção de imagens tridimensionais**

As imagens de tomografias computadorizadas do osso sintético, da placa e dos parafusos foram obtidas em tomógrafo SOMATOM® *Perspective 128 slice* (SIEMENS®, Alemanha) do laboratório Med Medicina diagnóstica do Hospital São Lucas (Ribeirão Preto - SP) com resolução de (512x512) e distância entre os cortes de 1 mm, gerando o arquivo no formato DICOM.

Com os arquivos em DICOM foram realizadas as reconstruções das imagens (Figura 8) no *software 3DSlicer™* (*The Slicer Community*, Estados Unidos) gerando os arquivos no formato STereoLithography (STL).

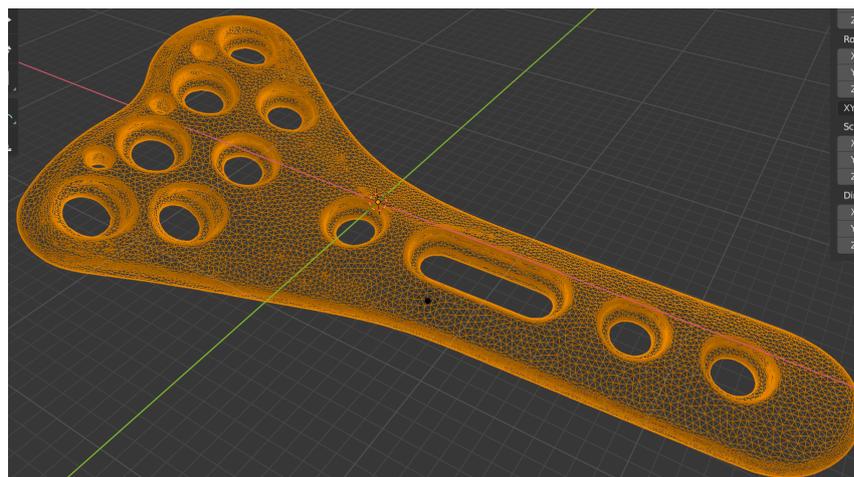
A partir dos arquivos no formato STL no *software* de modelagem *Blender3D™* (*Blender foundation*, Holanda) (Figura 9) foram confeccionados os guias de corte para confecção das falhas e os guias de perfuração dos ossos para cada uma das placas para manter a padronização de posicionamento de todos os implantes, placas e parafusos.

**Figura 8 – Software 3DSlicer™**



Fonte: do autor.

**Figura 9 – Software Blender3D™ com desenho da placa Variax2™**



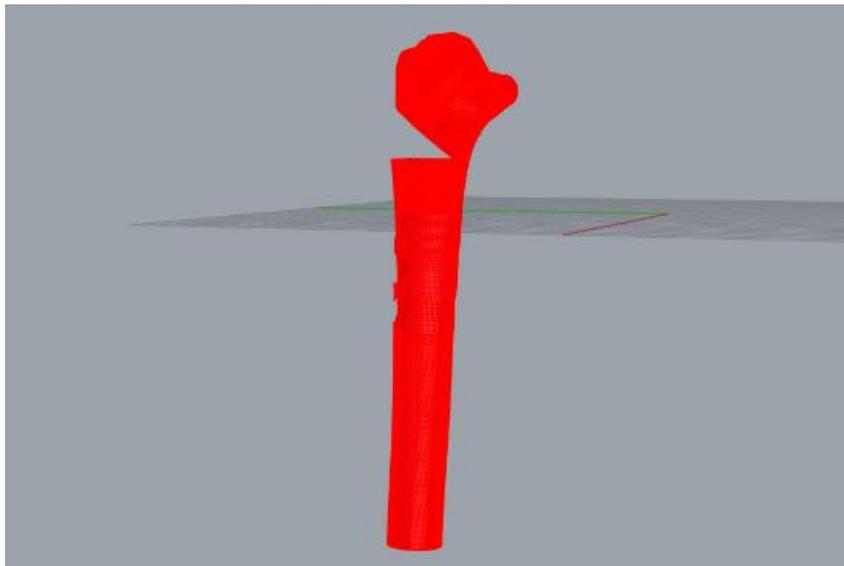
Fonte: do autor.

### 3.6 BioCAD

Os arquivos com as reconstruções no formato STL que foram gerados no *software 3DSlicer™* foram importados ao *software Rhinoceros®* para confecção dos BioCADs. Inicialmente foi desenhado o osso completo sem nenhuma deformidade, em seguida desenhado a cunha de ressecção como foi realizado no modelo de osso

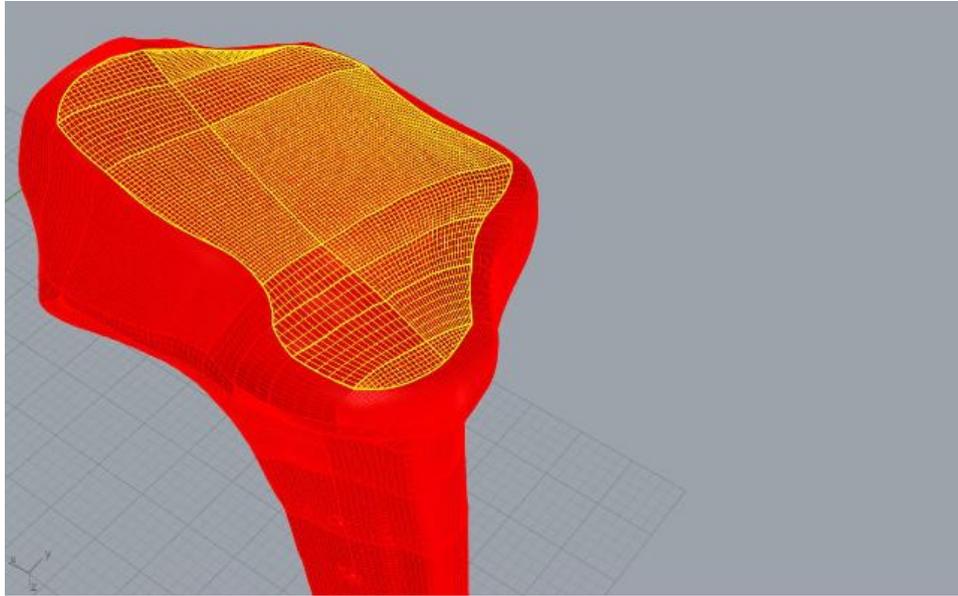
*Sawbones*<sup>®</sup> (Figura 10), foi também desenhado na superfície articular distal do rádio a área de apoio do acessório para compressão que simulou a área onde foi aplicada a força de compressão axial (Figura 11) e foi desenhado separadamente do osso cortical o osso esponjoso (Figura 12). Em seguida foram desenhados as placas e os parafusos (Figura 13) seguindo o mesmo posicionamento desenhado para confecção dos guias de perfuração.

**Figura 10** – Osso rádio com falha dorsal desenhado no Rhinoceros<sup>®</sup>.



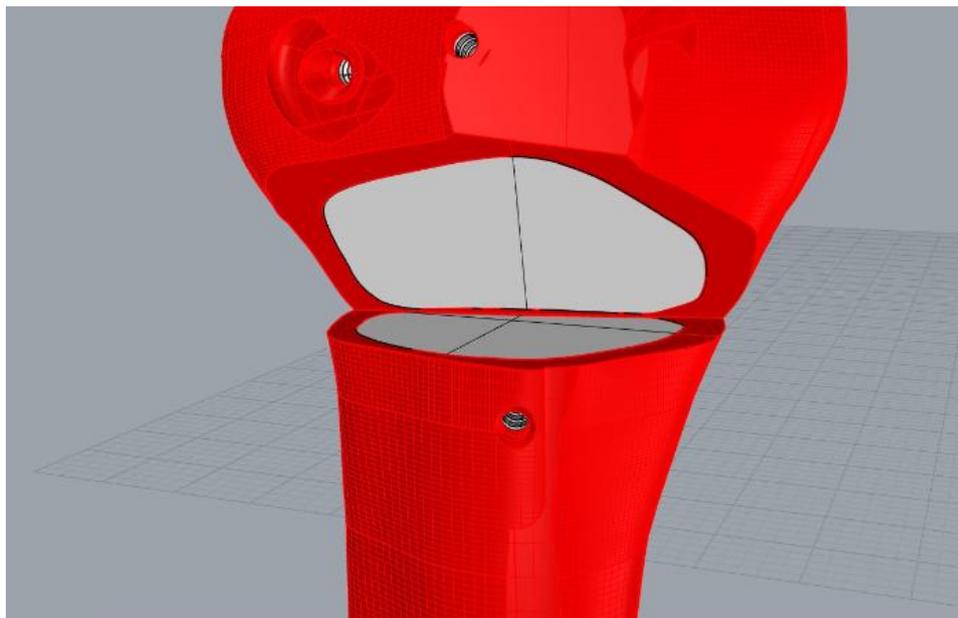
Fonte: do autor.

**Figura 11** – Área de contato para aplicação de força de compressão axial desenhado no Rhinoceros®.



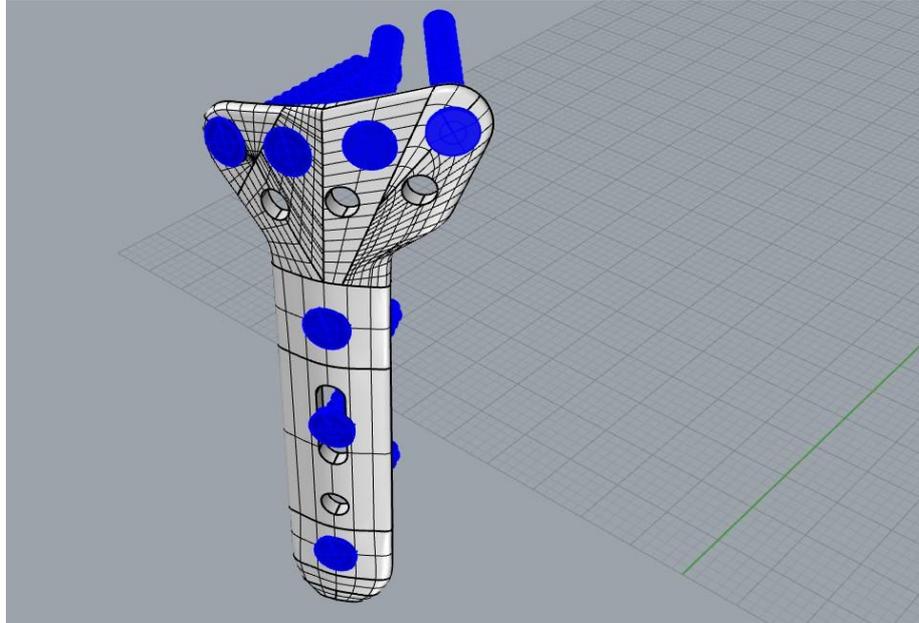
Fonte: do autor.

**Figura 12** – Osso cortical e osso esponjoso desenhado no Rhinoceros®.



Fonte: do autor.

**Figura 13** – Desenho da placa Matrix™ Dorsal e parafusos no Rhinoceros®



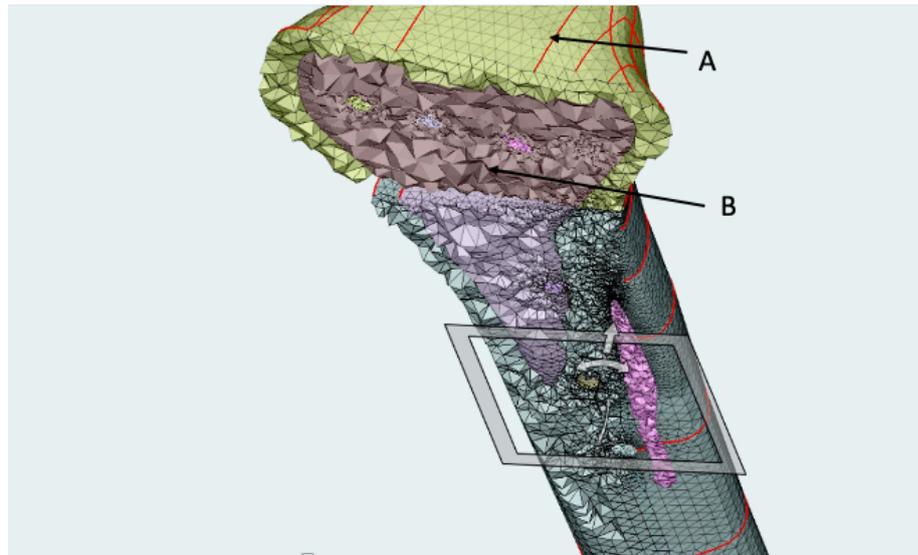
Fonte: do autor.

Após finalização dos desenhos dos BioCADs, foi gerado em arquivo *Standard for the Exchange of Product Model Data* (STEP), que em seguida foi importado no software SimLab™ (Altair/HyperWorks) no qual foram realizadas as simulações pelo MEF.

### **3.7 Simulação e validação dos modelos propostos**

Depois que foram importados os quatro modelos dos sistemas de fixação (grupo 1, 2, 3 e 4), foi definido a malha de cada um dos modelos.

A malha foi feita em cada parte dos modelos separadamente. Primeiro foi definido a malha de superfície e, em seguida, a malha volumétrica de cada um dos elementos separadamente. Foram utilizados modelos tetraédricos (Figura 14).

**Figura 14** – Malha de superfície e volumétrica.

Legenda: A: Malha de superfície; B: Malha volumétrica.

Fonte: do autor.

Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos e os parâmetros destes materiais que foram considerados e utilizados nas simulações dos quatro modelos propostos foram: osso cortical – módulo de elasticidade de 13700 MPa e coeficiente de Poisson de 0,30; osso trabecular – módulo de elasticidade 1370 MPa e coeficiente de Poisson de 0,30; liga de titânio – módulo de elasticidade de 114000 MPa e coeficiente de Poisson de 0,33 (Tabela 1).

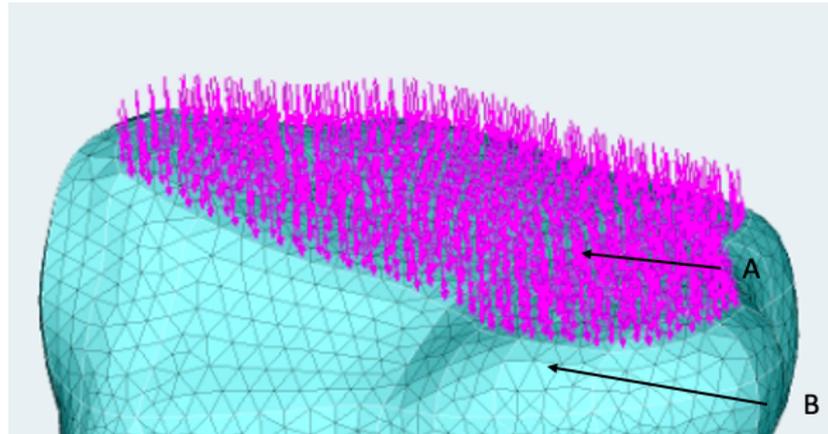
**Tabela 1** – Propriedades dos materiais

<b>Material</b>	<b>Módulo de elasticidade</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
Osso cortical	13700	0,30
Osso trabecular	1370	0,30
Liga de titânio	114000	0,33

Fonte: o autor.

Foram definidas as condições de contorno com o modelo fixado na região proximal, mantendo a mesma distância que foi utilizado nos modelos ósseos do ensaio mecânico, e as forças foram aplicadas nas regiões pré-definidas. (Figura 15 e 16)

**Figura 15** – Definição de contorno, aplicação de força de compressão axial.

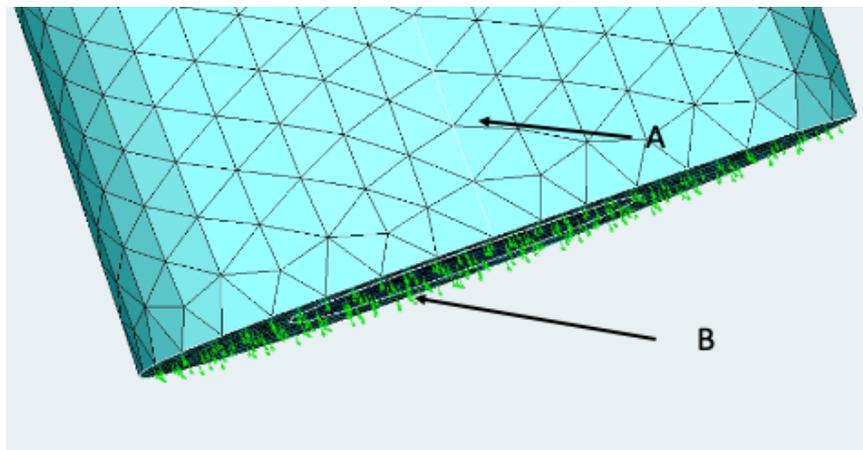


Legenda: A: em rosa mostrando sentido de aplicação de força de compressão axial.

B: extremidade distal do rádio.

Fonte: do autor.

**Figura 16** – Definição de contorno, fixação do modelo.



Legenda: A: extremidade proximal do rádio em contato com resina de fixação.

B: em verde mostrando local de fixação do modelo.

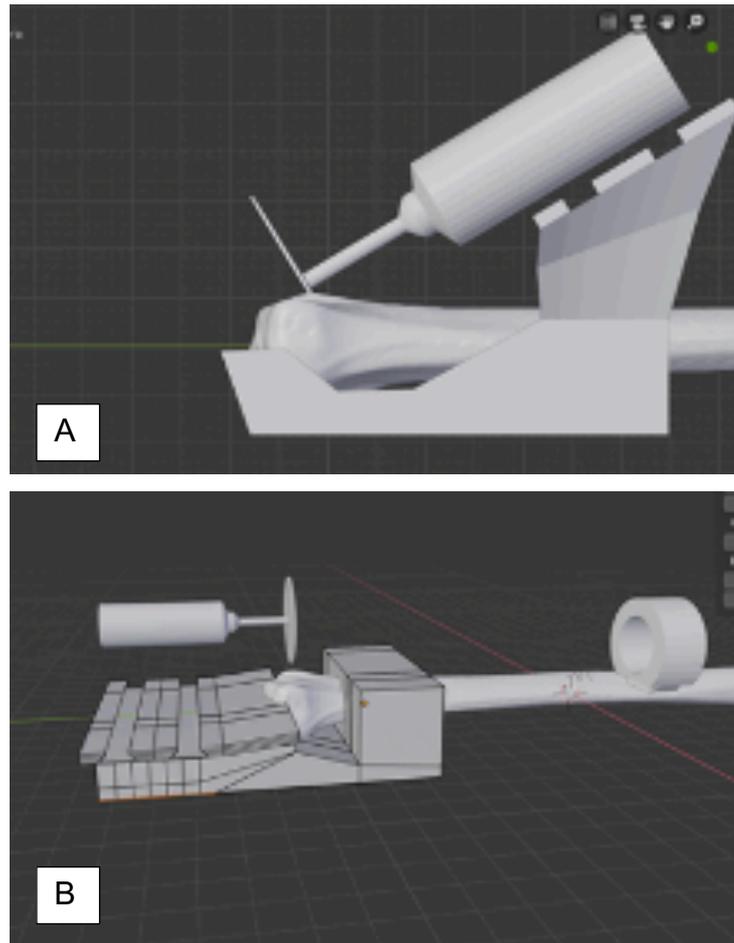
Fonte: do autor.

### 3.8 Guias de corte, perfuração e de montagem dos sistemas de fixação

Foi utilizado um *software* de modelagem digital *Blender3D™* (*Blender™ foundation*, Holanda) para desenhar o guia de corte que foi utilizado para a confecção da falha óssea no modelo, que simulou uma fratura da extremidade distal do rádio com uma cunha de ressecção metafisária de base dorsal. Um arquivo no formato STL do osso sintético foi utilizado e com o método de subtração nos desenhos dos guias, foi feito um encaixe perfeito do modelo ósseo no guia de corte e no guia de perfuração

de cada placa. Foram confeccionados três guias de corte, um para o primeiro corte realizado mais próximo à superfície articular distal com 31° de inclinação em relação ao eixo longo do rádio (Figura 17), outro guia para a confecção do segundo corte realizado 10 mm proximal ao primeiro corte e perpendicular ao eixo longo do rádio, e um terceiro guia de corte para realizar o corte dos modelos com 131 mm de comprimento (Figura 18). Foram confeccionados dois anéis com encaixe em trilhos de deslizamento sobre os guias de corte para encaixar a serra de corte. A confecção desta falha (BAUMBACK et al., 2011) foi realizando um corte com 31° de inclinação para proximal em relação ao eixo longo do rádio localizado a 10 mm de distância da superfície articular da fossa do semilunar e 10 mm proximal a esse corte, foi realizado um segundo corte perpendicular ao eixo longo do rádio, finalizando com uma falha de 10 mm de base dorsal, mantendo a córtex volar íntegra. A falha dorsal que foi confeccionada simulou uma instabilidade semelhante ao que uma cominuição dorsal causa nas fraturas metafisárias da extremidade distal do rádio (BAUMBACK et al., 2012).

**Figura 17** – Projeto do guia de corte da falha dorsal.

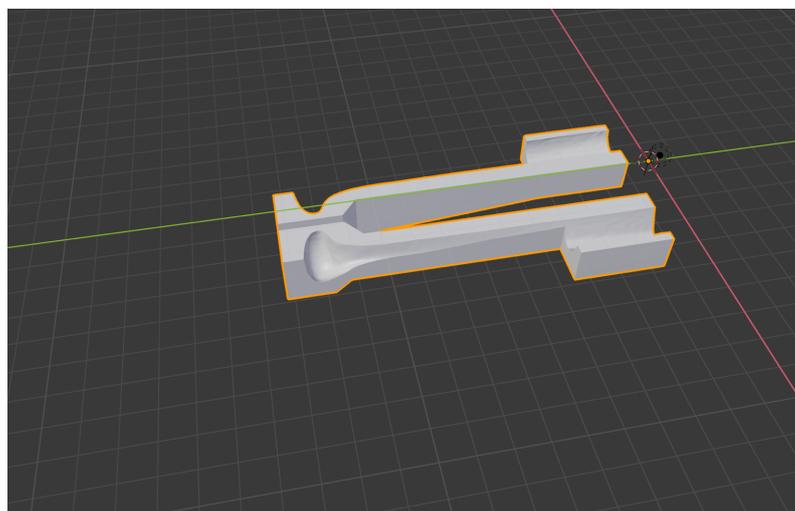


Legenda: A: Guia de corte distal com 31° de inclinação para proximal.

B: Guia de corte proximal perpendicular ao eixo longo do rádio.

Fonte: do autor.

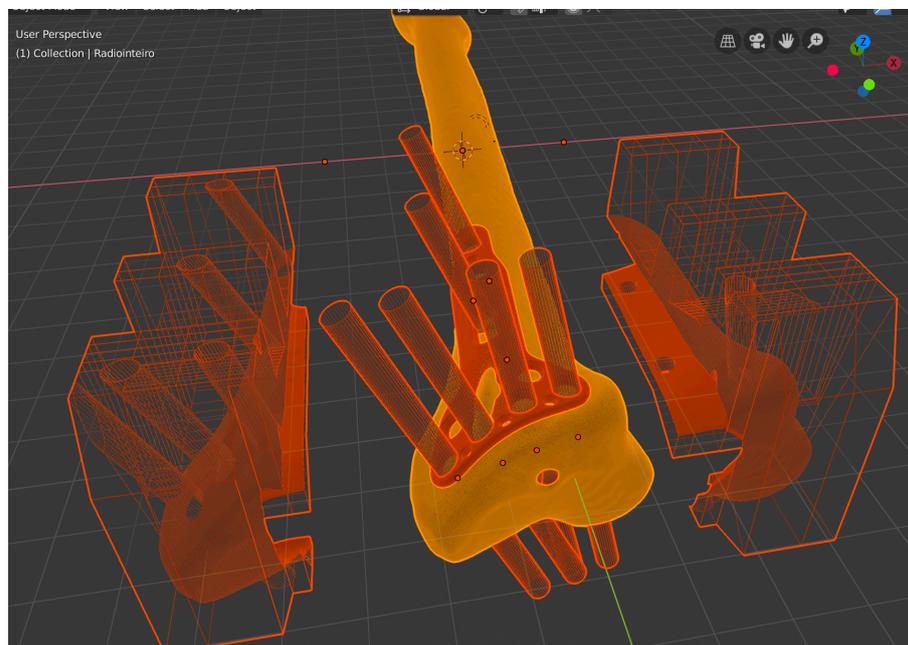
**Figura 18** – Projeto do guia de corte do modelo com 131 mm.



Fonte: do autor.

No mesmo *software* foram desenhados os guias de perfuração para cada uma das placas. Com o arquivo no formato STL do modelo ósseo e de cada uma das placas, foi realizado o posicionamento de cada uma das placas sobre o modelo ósseo conforme planejamento prévio, foram desenhados cilindros de 3,5 mm de diâmetro para posicionar no local desejado para perfuração com a broca para inserção dos parafusos. Em seguida foi desenhado o guia de perfuração para cada placa, e com o método de subtração dos cilindros e do modelo ósseo (Figura 19), confeccionados os guias de perfuração para cada uma das placas, para manter a padronização do posicionamento das placas e dos parafusos em todos os modelos.

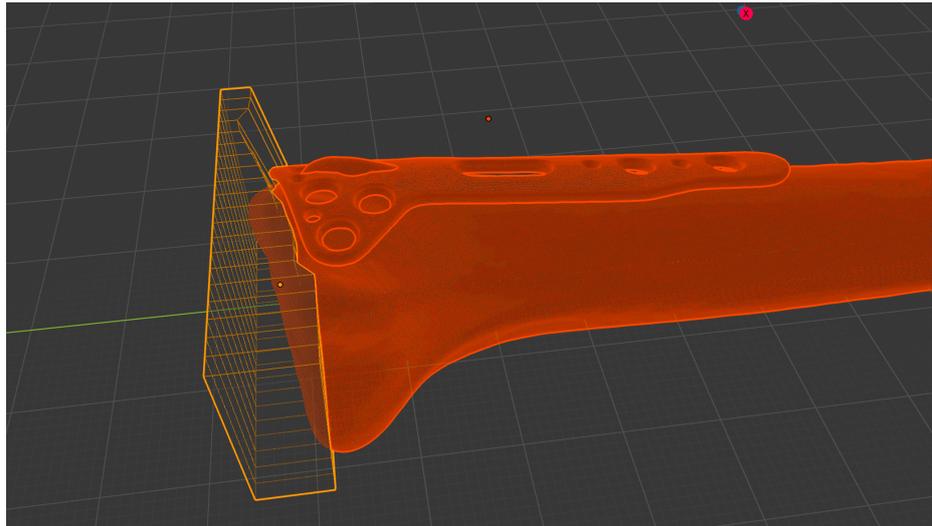
**Figura 19** – Projeto do guia de perfuração dos modelos ósseos.



Fonte: do autor.

No mesmo *software* de modelagem 3D, também utilizando o método de subtração da superfície articular distal do rádio, foi desenhado um guia de apoio distal, na superfície articular distal do rádio, em contato com toda superfície articular que foi utilizado de apoio para contato no momento do ensaio mecânico (Figura 20).

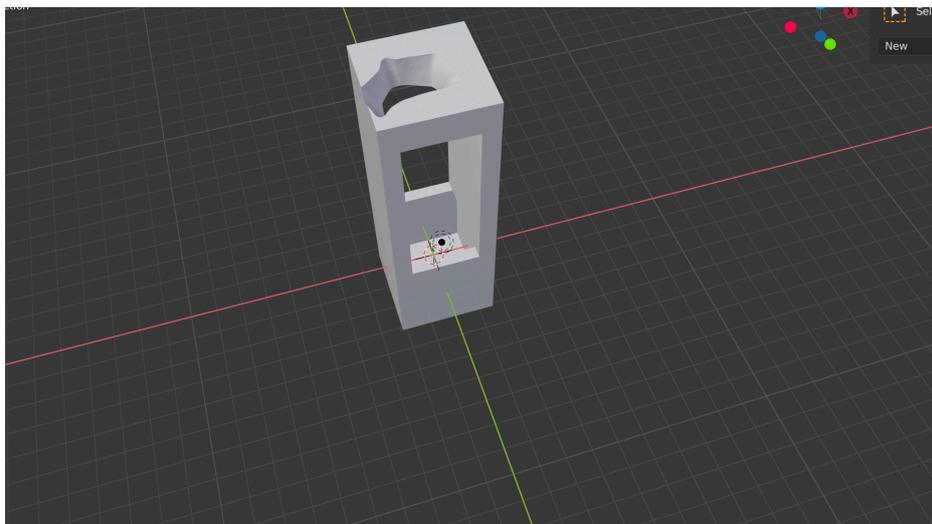
**Figura 20** – Guia de apoio distal do rádio



Fonte: do autor.

No mesmo *software* de modelagem 3D foi desenhado uma caixa quadrada de 3 cm de lado com uma parede de 1 mm para inclusão dos modelos ósseos em resina e confeccionado um suporte para posicionamento padronizado dos modelos ósseos para inclusão no cubo (Figura 21).

**Figura 21** – Guia para inclusão dos modelos



Fonte: do autor.

Também foi desenhado no *software* de modelagem 3D dois guias utilizados na fixação das placas, um para fixação das placas dorsais, em que o modelo ósseo era encaixado pela porção volar dos fragmentos distal e proximal para que estes

fragmentos se mantivessem na posição adequada mesmo após a fratura. Outro guia para fixação das placas volares foi desenhado para suporte dos fragmentos pela porção dorsal.

### **3.9 Impressão dos guias e do acessório para ensaio de compressão axial em impressora 3D**

Após o desenho dos guias de corte, de perfuração, do acessório para ensaio, dos cubos para inclusão e do suporte para inclusão foi gerado um novo arquivo no formato STL para cada um dos desenhos. O Arquivo no formato STL foi importado ao software *Flashprint*<sup>®</sup> (*Zhejiang Flashforge*<sup>®</sup> *3D Technology Co.*, China) e gerado o arquivo para impressão.

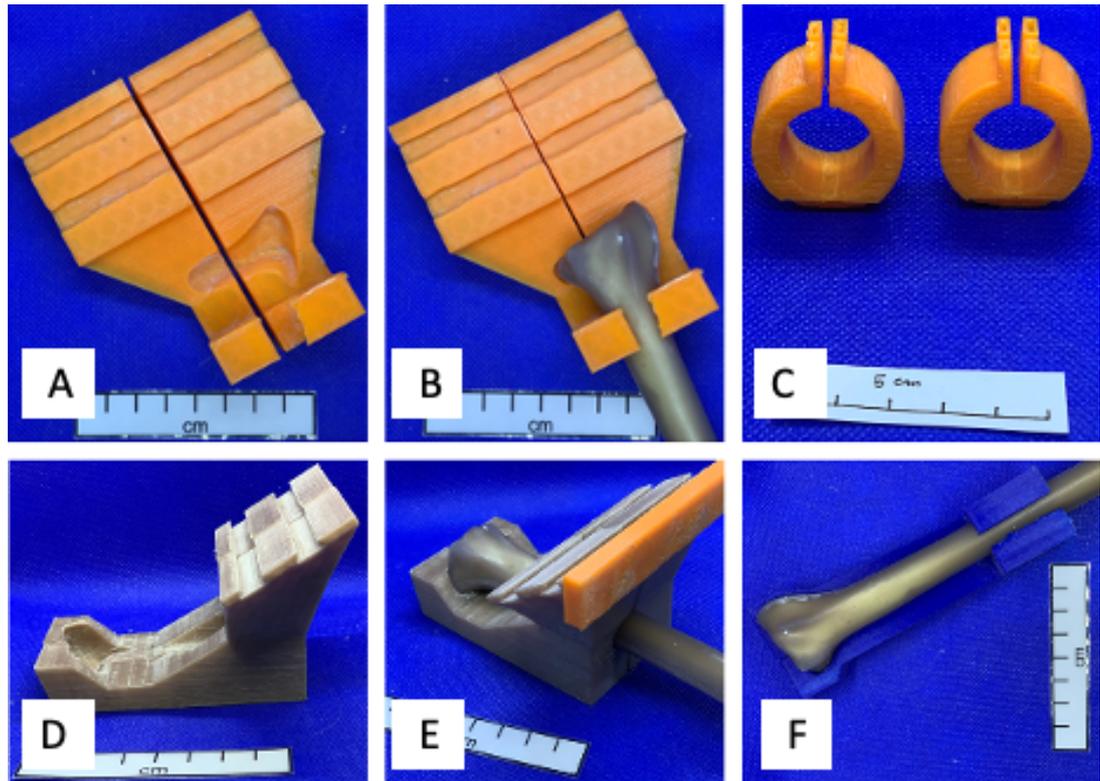
Os arquivos para impressão foram transferidos para a impressora 3D *Guider IIs*<sup>®</sup> (*Zhejiang Flashforge*<sup>®</sup> *3D Technology Co.*, China), em seguida, utilizados filamentos de acrilonitrila butadieno estireno (ABS) Premium de 1,75 mm da marca 3DLab<sup>®</sup> (3DLab<sup>®</sup> Soluções em impressão 3D, Brasil). Todas as impressões foram feitas com 100% de preenchimento, com temperatura da plataforma de 110°C, temperatura do bico da extrusora de 220°C na velocidade normal.

### **3.10 Confeção do modelo ósseo**

Com o uso dos guias de corte que foram confeccionados em material ABS (Figura 22), com os anéis de deslizamento da serra confeccionados em ABS, micro retífica modelo RT18KA-BR de 180 w (*Black+Decker*<sup>®</sup>, Brasil) com uma serra de aço inox de 32 mm de diâmetro com 0,8 mm de espessura (que acompanha a micro retífica) foram confeccionados os três cortes no modelo ósseo, sendo confeccionado um modelo com 131 mm de comprimento e uma falha com base dorsal de 10 mm localizada a 10 mm da superfície articular distal do rádio.

Inicialmente foi posicionado o modelo ósseo no guia de corte com 131 mm de comprimento, fixado o guia em suporte de bancada e realizado o primeiro corte deixando o modelo com 131 mm de comprimento e desprezado o fragmento proximal do rádio (Figura 26).

**Figura 22** – Guias de corte impressos.

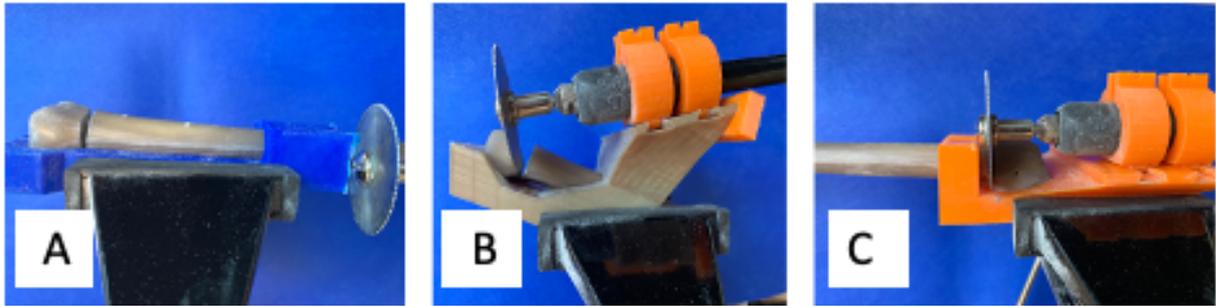


Legenda: A: Guia de corte proximal da falha perpendicular ao eixo longo do rádio; B: guia de corte proximal acoplado ao osso do rádio; C: anéis de deslizamento para acoplar a serra; D: Guia de corte distal da falha; E: Guia de corte distal acoplado ao osso do rádio; F: guia de corte com 131 mm.

Fonte: do autor.

Em seguida foi posicionada a serra da micro retífica nos anéis de deslizamento que foram encaixados no guia de corte de 31° de inclinação (Figura 23), este guia foi posicionado de maneira que a parte mais distal da serra ficasse posicionada a 10 mm da superfície articular distal do rádio e confeccionado o primeiro corte. Depois, foi posicionado o guia de corte perpendicular, fazendo com que a parte mais distal da serra ficasse posicionada a 10 mm mais proximal do corte anterior, realizado o corte com a falha de 10 mm e preservando a córtex anterior intacta (Figura 23), para ser quebrada à mão após a realização das perfurações para os parafusos da placa, o que permitiu que após a fixação das placas a córtex anterior mantivesse contato durante os ensaios mecânicos.

**Figura 23** – Cortes do modelo ósseo



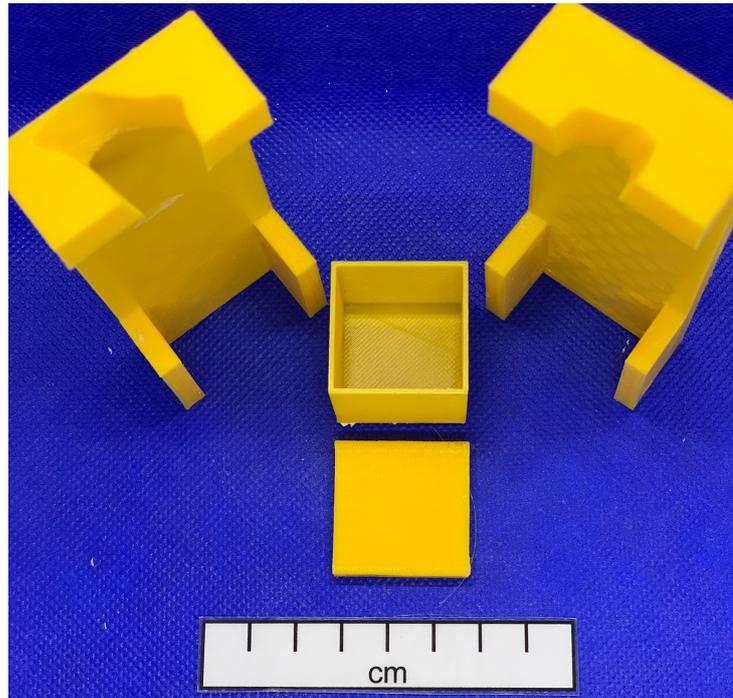
Legenda: A: Corte do modelo com 131 mm; B: Corte distal da falha dorsal; C: Corte proximal da falha dorsal.

Fonte: do autor.

### 3.11 Inclusão da base dos modelos

O processo de inclusão foi realizado utilizando o guia, na forma de uma caixa quadrada (cubo), confeccionado em ABS (Figura 24). Esta caixa serviu para que os modelos ósseos fossem encaixados sempre no mesmo posicionamento e da mesma forma mantendo a padronização de comprimento e de posicionamento. A inclusão foi realizada com acrílico autopolimerizante, composto de um pó: polímero metil etil metacrilato (PMEM) da marca JET® (São Paulo, Brasil) e um líquido: monômero metil metacrilato (MMM) da marca JET®, na proporção de 2,5 medidas de pó para uma medida de líquido, conforme recomendação do fabricante.

**Figura 24** – Guia de inclusão e caixa quadrada para inclusão impresso em ABS



Fonte: do autor.

### 3.12 Sequência para montagem dos modelos

Após confecção dos modelos com 131 mm de comprimento, confecção das falhas ósseas, e inclusão dos modelos nas bases quadradas com resina acrílica autopolimerizante, realizou-se a montagem de cada um dos modelos. Utilizado os guias específicos para cada modelo de placa (Figura 25) realizou-se a perfuração de 5 modelos de rádio para cada modelo de placa, em seguida foi realizado a quebra da córtex volar íntegra com as mãos e depois posicionados os fragmentos no guia impresso em 3D para fixação das placas (Figura 26) para parafusar a placa aos fragmentos do osso mantendo a padronização do posicionamento das placas e parafusos nos ossos, seguindo a mesma sequência dos parafusos em todas as placas conforme o esquema na figura 27. A sequência realizada para confecção e montagem dos modelos está na figura 28.

**Figura 25 – Guia impresso de perfuração dos modelos ósseos**



Legenda: A: guia impresso posicionado no osso rádio; B: Guia impresso sem o osso; C: Guia impresso separado para encaixar no osso. D: Guia com osso posicionado e preso ao suporte com o guia de metal encaixado para perfuração com a broca; E: 5 modelos ósseos perfurados para a mesma placa com mesmo posicionamento de todos os furos.

Fonte: do autor.

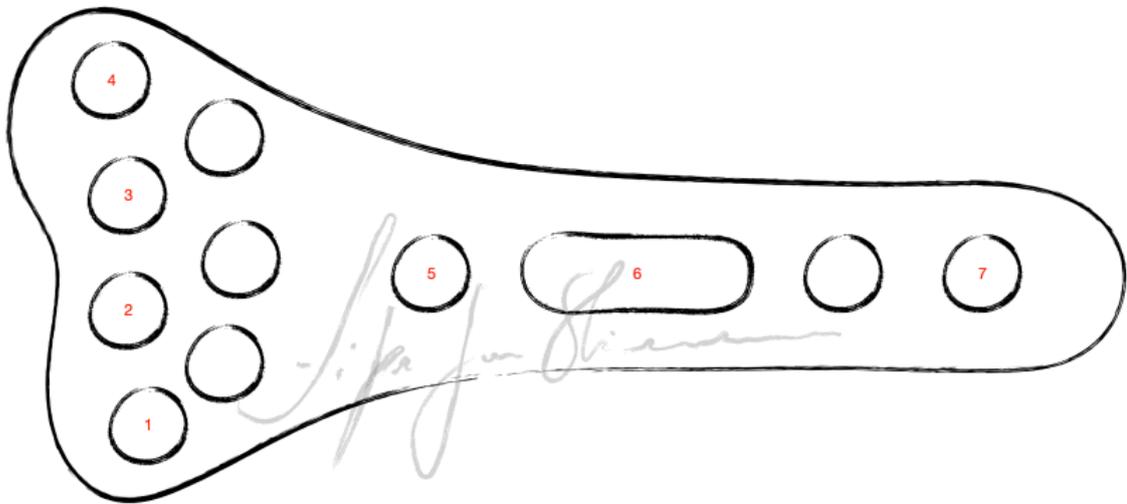
**Figura 26 – Guias impressos em impressora 3D para fixação das placas**



Legenda: A: Guia de fixação da placa volar; B: Guia de fixação da placa dorsal; C: guia de fixação de placa volar mostrando posicionamento adequado no momento do aperto do parafuso.

Fonte: do autor.

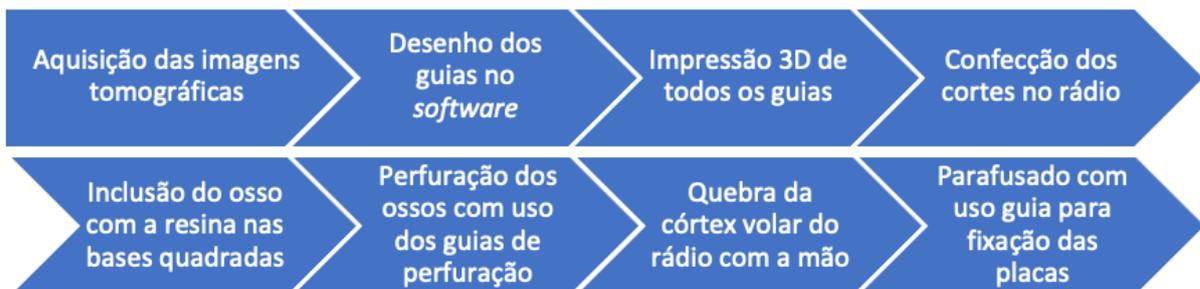
**Figura 27** – Ilustração da disposição dos parafusos nas placas.



Legenda: 1: Parafuso bloqueado; 2: Parafuso bloqueado; 3: Parafuso bloqueado; 4: Parafuso bloqueado; 5: Parafuso bloqueado; 6: Parafuso cortical; 7: Parafuso bloqueado.

Fonte: do autor.

**Figura 28** – Esquema com sequência para confecção e montagem dos modelos.



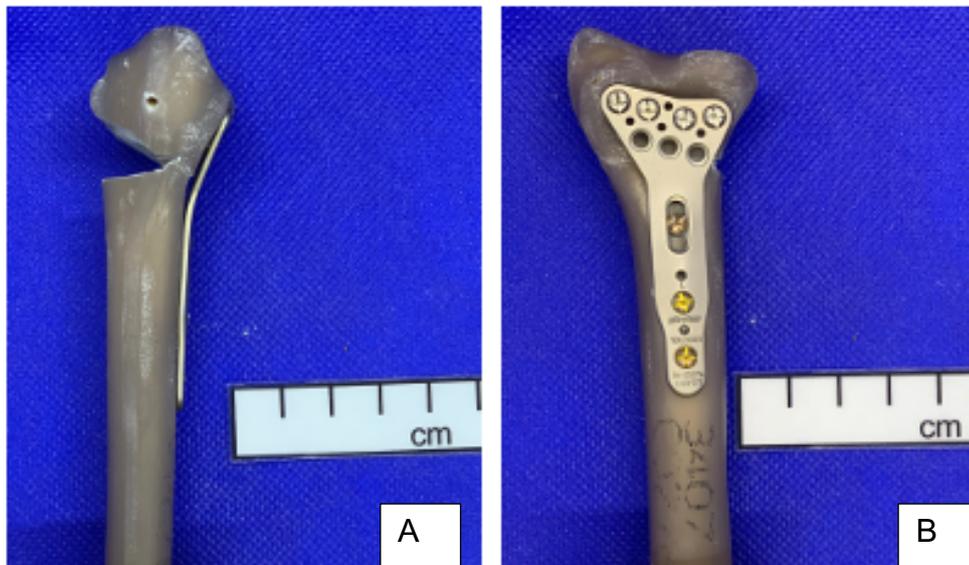
Fonte: do autor.

### 3.13 Montagem volar Matrix™

Foram realizadas 5 montagens com a placa Matrix™ na posição volar (Figura 29), com um parafuso cortical de 16 mm de comprimento (parafuso 6), dois parafusos de travamento de 16 mm de comprimento na diáfise (parafusos 5 e 7) e os parafusos de travamento do fragmento distal unicorticais, o mais radial de 18 mm de comprimento (parafuso 1), o segundo com 20 mm de comprimento (parafuso 2), o

terceiro com 20 mm de comprimento (parafuso 3) e o mais ulnar com 20 mm de comprimento (parafuso 4).

**Figura 29** – Montagem volar da placa Matrix™ em duas vistas.



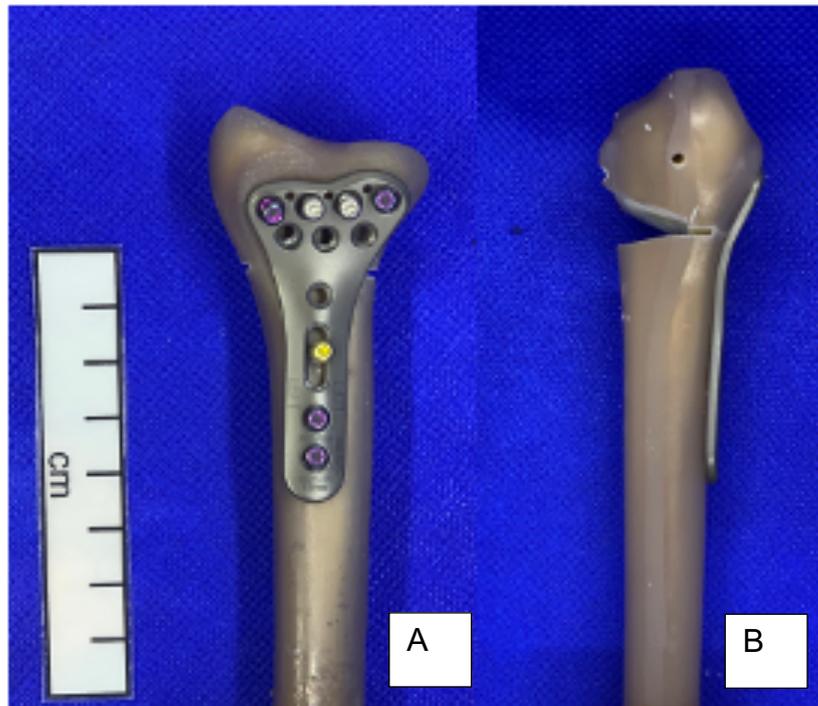
Legenda: A: Vista lateral da placa volar; B: Vista volar da placa volar.

Fonte: do autor.

### 3.14 Montagem volar Variax2™

Foram realizadas 5 montagens com a placa Variax2™ na posição volar (Figura 0), com a mesma sequência de montagem realizado no item 3.12.

**Figura 30** – Montagem volar placa Variax2™ em duas vistas.



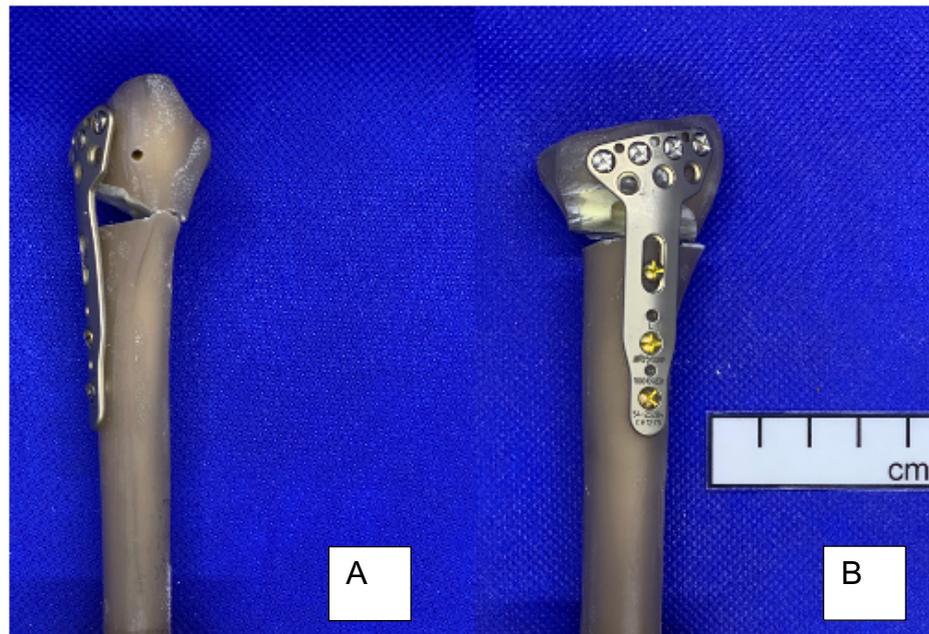
Legenda: A: Vista volar da placa volar; B: Vista lateral da placa volar.

Fonte: do autor.

### **3.15 Montagem dorsal Matrix™**

Foram realizadas 5 montagens com a placa Matrix™ na posição dorsal (Figura 31), com a mesma sequência de parafusos do item 3.12.

**Figura 31** – Montagem dorsal placa Matrix™ em duas vistas.



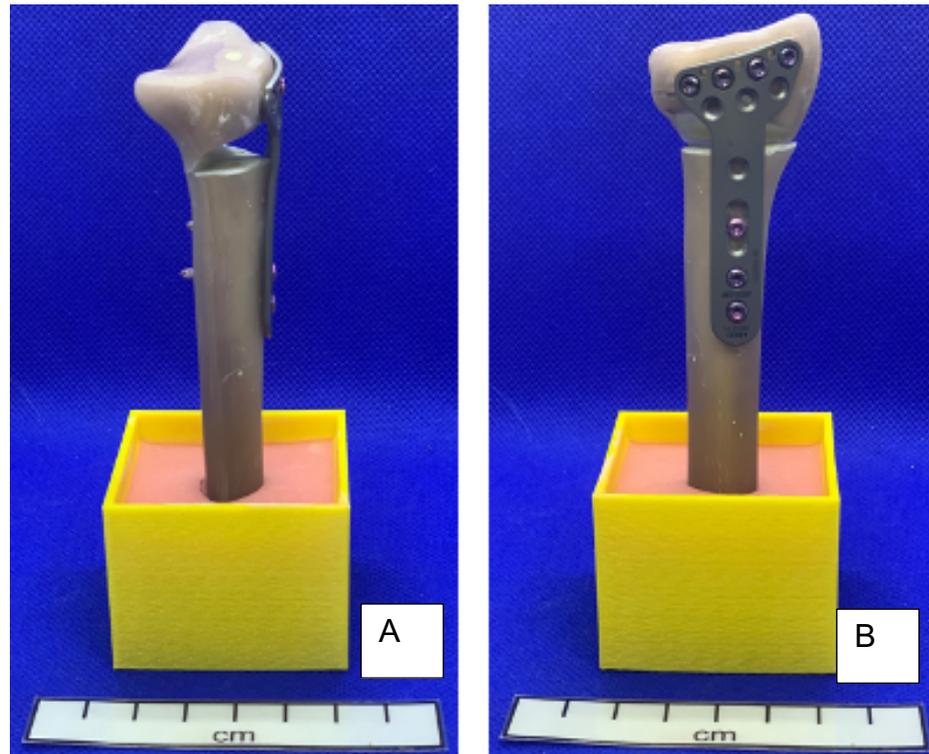
Legenda: A: Vista lateral da placa dorsal; B: Vista dorsal da placa dorsal.

Fonte: do autor.

### 3.16 Montagem dorsal Variax2™

Foram realizadas 5 montagens com a placa Variax2™ na posição dorsal (Figura 32), com a mesma sequência de parafusos do item 3.12.

**Figura 32** – Montagem dorsal placa Variax2™ em duas vistas.



Legenda: A: Vista lateral da placa dorsal; B: Vista dorsal da placa dorsal.

Fonte: do autor.

### 3.17 Grupos de modelos

Foram montados 4 grupos de modelos. Dois com montagem de posicionamento da placa volar e dois com montagem de posicionamento da placa dorsal. Cada um dos grupos composto por 5 modelos, cada um dos modelos passou por ensaios de compressão axial, divididos em 4 fases de teste.

Os grupos foram divididos conforme a seguir:

- a) Grupo 1 Matrix™ dorsal;
- b) Grupo 2 Matrix™ volar;
- c) Grupo 3 Variax2™ dorsal;
- d) Grupo 4 Variax2™ volar.

### **3.18 Ensaio mecânicos**

Os ensaios mecânicos de compressão axial foram realizados na máquina universal de ensaios EMIC<sup>®</sup> modelo DL10000 – São José dos Pinhais – Paraná – Brasil, do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP). A célula de carga utilizada foi de 200 kgf. Os resultados dos ensaios mecânicos são registrados no *software* TESC<sup>®</sup>, acoplado à máquina de ensaio. Todos os ensaios pré e pós-ciclagem, ensaio de carregamento cíclico e ensaios destrutivos foram filmados e avaliados em câmera lenta.

### **3.19 Ensaio mecânico de compressão axial na fase elástica**

Foi aplicado carregamento constante de 250 N. A força foi aplicada utilizando um acessório desenhado e impresso em material ABS (Figura 33), que foi apoiado sobre a superfície distal do rádio com uma superfície plana paralela ao solo, que foi apoiada em um acessório em aço inox acoplado à célula de carga de superfície plana e lisa que permitia o deslizamento entre o acessório para compressão e o acessório da célula de carga, sem folga no sistema. Após uma pré carga de 10 N por 10 segundos, a força foi aplicada no eixo longitudinal do osso, no acessório de compressão e foi aumentando a uma velocidade constante de 5 mm/s até atingir 250 N.

**Figura 33** – Modelo de montagem preparado para realização do ensaio de compressão na fase elástica, mostrando o acessório de aplicação de força, guia superior, entre o acessório e o osso, e a base de apoio.



Fonte: do autor.

### 3.20 Ensaio mecânico cíclico

O carregamento cíclico foi realizado na máquina Instron® 8872 – Inglaterra, do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (FMRP-USP) (Figura 34). A célula de carga utilizada foi de 1000 N (Figura 35).

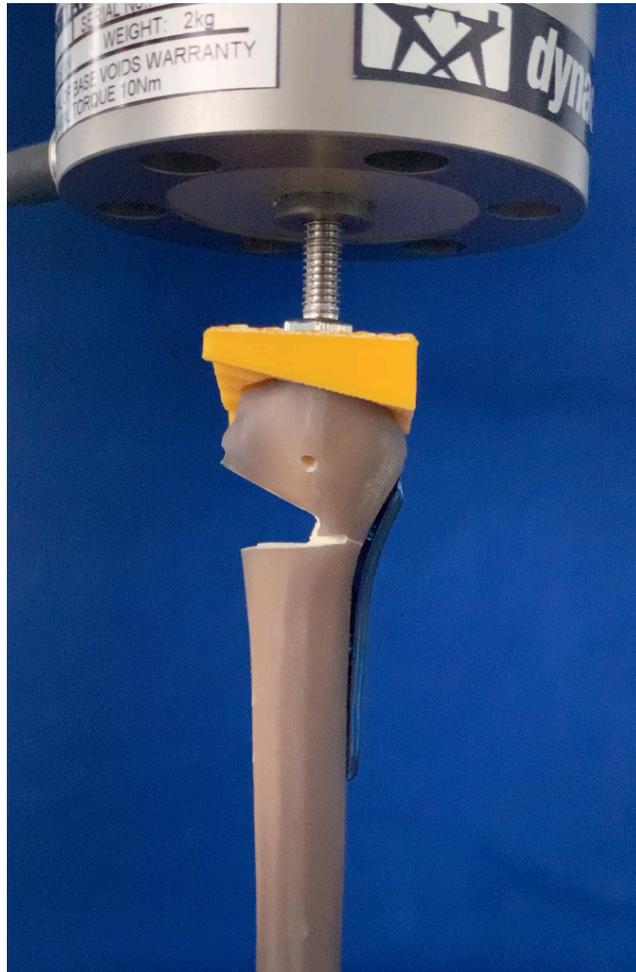
**Figura 34** – Máquina Instron® 8872 de carregamento cíclico



Fonte: do autor.

O ensaio cíclico foi realizado com aplicação de carga axial realizada pela máquina de ensaio dinâmico. O carregamento variou de 5 N a 250 N. O número de ciclos realizados para cada ciclagem foi de 1000 ciclos utilizando uma frequência de 1Hz. A carga inicial de 5 N foi aplicada por 5 segundos aumentando a cada 1 N por segundo antes da ciclagem variando de 5 N a 250 N começar.

**Figura 35** – Mostra em detalhes célula de carga de 1000 N, o acessório de aplicação do carregamento e o modelo preparado para o ensaio cíclico de compressão.



Fonte: do autor.

### **3.21 Ensaio mecânico até a falência**

Após a ciclagem todos, os modelos foram submetidos a cargas extremas até ocorrer a falha do sistema de fixação, com o fechamento da cunha dorsal (falência da fixação). A aplicação da força de compressão axial foi realizada com velocidade de 100 mm/min.

### **3.22 Sequência da realização dos ensaios mecânicos**

1 – Antes de realizar os ensaios mecânicos, foi realizado radiografia e tomografia computadorizada em todos os modelos;

- 2 – O primeiro ensaio realizado foi o de compressão axial na fase elástica em todos modelos;
- 3 – Na sequência realizado a ciclagem;
- 4 – Posteriormente, foram realizados novamente o ensaio de compressão axial na fase elástica;
- 5 – Realização novamente, das radiografias e tomografias computadorizadas;
- 6 – Na sequência, todos os modelos foram ensaiados até a falência;
- 7 – E finalmente, foram realizados exames de tomografias e radiografias de todos os modelos.

### 3.23 Análise estatística

A técnica para a seleção da amostra utilizada neste estudo foi a amostragem de conveniência.

#### 3.23.1 Dados

O banco de dados foi confeccionado no Excel<sup>®</sup>, com os resultados obtidos dos ensaios mecânicos. Foram avaliados os modelos Matrix<sup>TM</sup> e Variax2<sup>TM</sup> nas montagens volar e dorsal, antes e após a aplicação do ensaio cíclico e no ensaio até a falência, neste último com a inclusão da força máxima.

As variáveis avaliadas são apresentadas no Quadro 3.

**Quadro 3 – Características avaliadas no estudo**

Nome da característica	Forma	Itens avaliados
Deslocamento	Quantitativa	Avaliados os modelos (Matrix <sup>TM</sup> volar e dorsal e Variax <sup>TM</sup> volar e dorsal) antes e após a ciclagem e na falência
Rigidez	Quantitativa	Avaliados os modelos (Matrix <sup>TM</sup> volar e dorsal e Variax <sup>TM</sup> volar e dorsal) antes e após a ciclagem e na falência
Força máxima	Quantitativa	Avaliados os modelos (Matrix <sup>TM</sup> volar e dorsal e Variax <sup>TM</sup> volar e dorsal) e na falência

As análises foram realizadas nos programas R<sup>®</sup> versão 3.6.3 e MINITAB<sup>®</sup>. Foi utilizado nível de significância de 5%.

### 3.23.2 Etapas das análises estatísticas

As etapas das análises estatísticas estão descritas a seguir.

#### 3.23.2.1 Análise descritiva

Todas as características avaliadas foram descritas. Os resultados foram obtidos utilizando medidas de tendência central (média e mediana) e medidas de dispersão (desvio-padrão).

Foram feitos histogramas e gráficos *box-plot*. Neste tipo de gráfico, os asteriscos indicam observações consideradas como valores extremos, ou seja, muito diferentes dos valores apresentados pelas outras observações. O início da caixa representa o primeiro quartil, ou seja, que 25% das observações estão abaixo deste valor. A linha central representa a mediana, indicando que 50% dos valores estão acima e outros 50% abaixo deste valor. O fim da caixa representa o terceiro quartil, que indica que 75% das observações estão abaixo deste valor (TRIOLA, 2005).

#### 3.23.2.2 Comparações

Foram relatados neste subitem as diversas comparações feitas entre os tipos de montagens e entre o primeiro e segundo ensaios.

##### A) Entre os modelos

Foram realizadas as comparações dos parâmetros deslocamento e rigidez antes do ensaio cíclico entre os modelos Variax2™ volar e Variax2™ dorsal e entre Matrix™ volar e Matrix™ dorsal. A mesma análise foi realizada pós-ensaio cíclico e no ensaio até a falência, com inclusão da característica de força máxima. As comparações foram realizadas a partir do teste t-Student quando as suposições usuais foram atendidas (normalidade e homocedasticidade) e Mann-Whitney, caso contrário. As suposições foram verificadas por meio do teste de Shapiro-Wilk para normalidade e do teste de Levene para homocedasticidade (homogeneidade entre as variâncias).

##### B) Variação pré e pós-ensaio cíclico

Com objetivo de avaliar se a variação pós e pré-ensaio cíclico se difere entre as montagens, foram calculadas as diferenças dos valores de deflexão e rigidez entre os momentos pós e pré-ciclagem e estas diferenças foram comparadas entre as montagens Matrix™ dorsal e volar e Variax2™ dorsal e volar.

As comparações foram feitas por meio do teste t-Student ou do teste Mann-Whitney, se as suposições de normalidade e homocedasticidade foram violadas.

### C) Pré e pós-ciclagem (extra)

As comparações das características entre os momentos pré e pós-ciclagem foram realizadas por meio do teste t-pareado quando as suposições usuais foram atendidas (normalidade e homocedasticidade) e Wilcoxon, caso contrário. As comparações foram realizadas para os quesitos deflexão e rigidez para cada montagem.

## **4 RESULTADOS**

## 4.1 Aspectos Clínicos

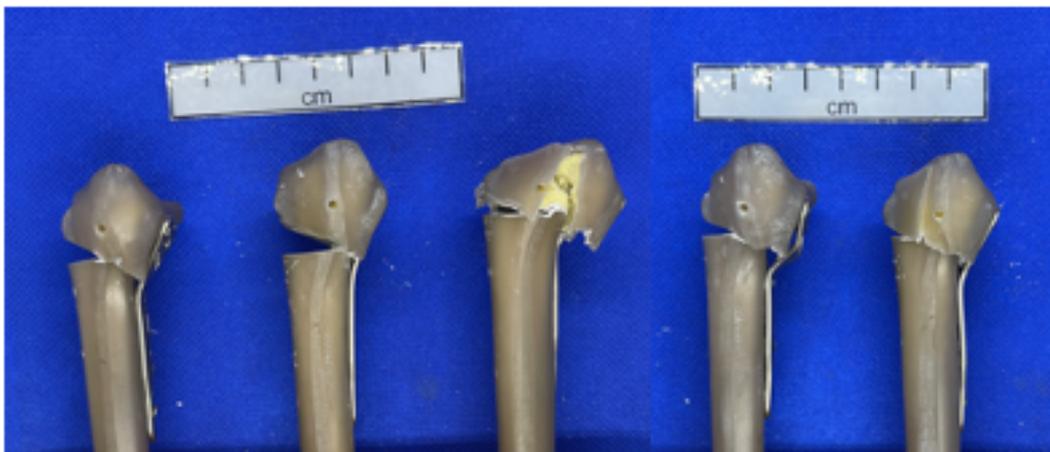
Todos os modelos foram observados e avaliados clinicamente pela deformidade causada após os ensaios e exames de imagem com radiografias e tomografias.

Os gráficos de relatórios de ensaios estão no apêndice A.

### 4.1.1 Resultados do grupo 1

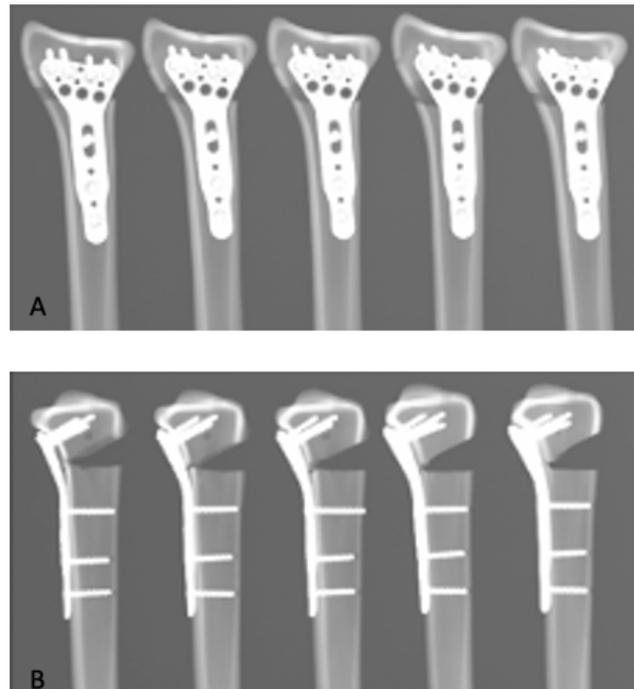
O grupo 1, modelo Matrix™ volar, tem seus resultados de análise clínica dos modelos na Figura 36, pode-se notar que no ensaio até a falência em todos os modelos a placa volar funcionou como um anteparo anti cisalhamento mantendo um padrão que mesmo após a falha do sistema de fixação a placa manteve estabilizando o fragmento distal em todos os modelos. A análise das radiografias do grupo 1 pré e pós ciclagem (Figuras 37 e 38) e tomografias pré e pós ciclagem (Figuras 39 e 40), mostrou que mesmo após o carregamento cíclico o sistema não apresentou variação considerável.

**Figura 36** – Modelos do grupo 1 após o ensaio destrutivo.



Fonte: o autor.

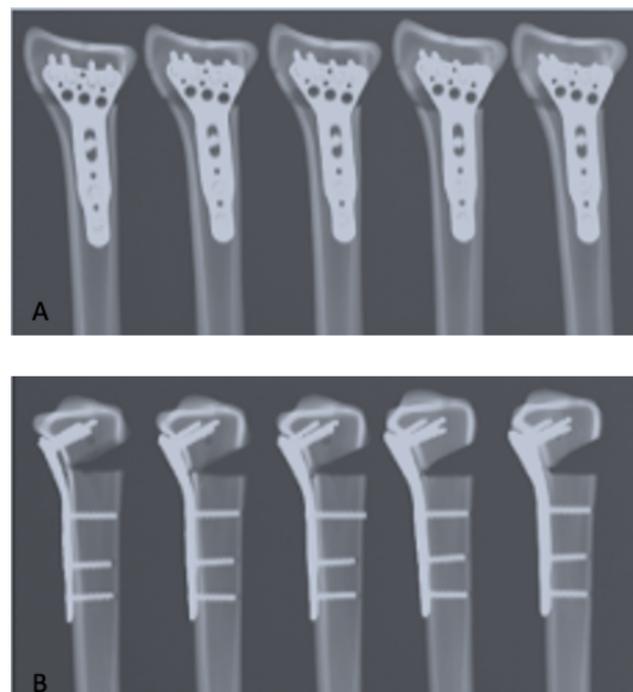
**Figura 37** – Radiografias dos modelos do grupo 1 pré ciclagem.



Legenda: A: Radiografia em anteroposterior; B: Radiografia em perfil.

Fonte: do autor.

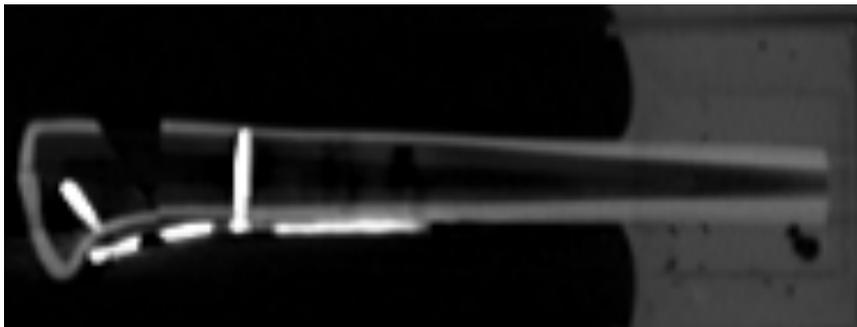
**Figura 38** – Radiografias dos modelos do grupo 1 pós ciclagem.



Legenda: A: Radiografia em anteroposterior; B: Radiografia em perfil.

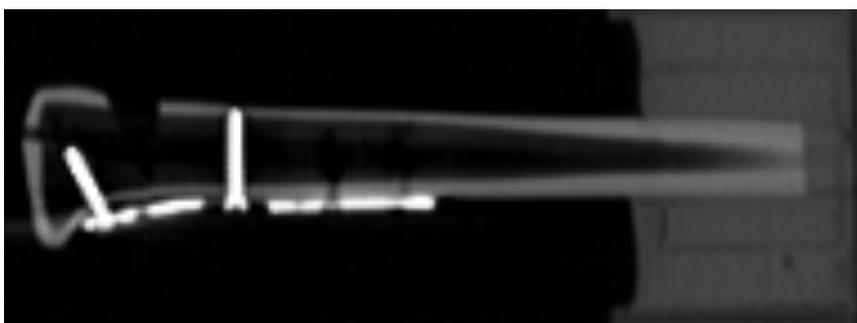
Fonte: do autor.

**Figura 39** – Tomografia Matrix™ Volar pré ciclagem



Fonte: do autor.

**Figura 40** – Tomografia Matrix™ Volar pós ciclagem



Fonte: do autor.

#### **4.1.2 Resultados do grupo 2**

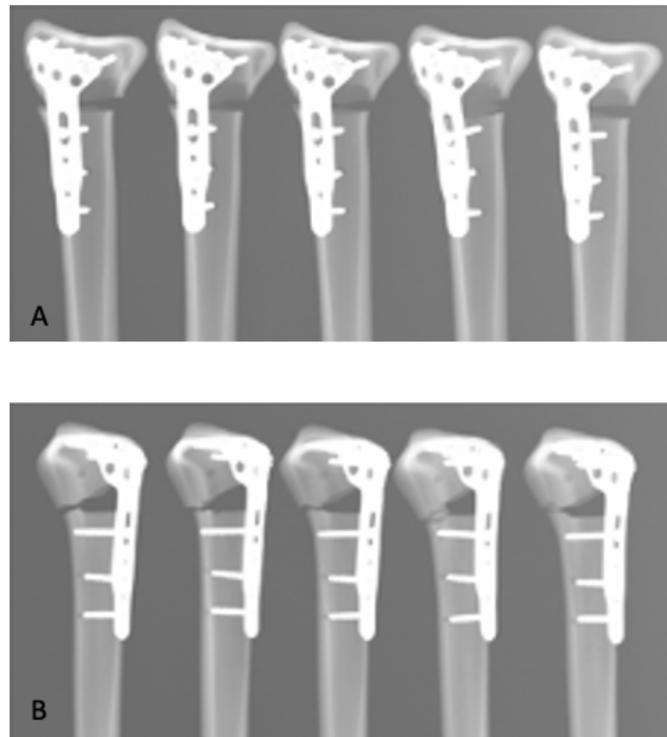
O grupo 2, modelo Matrix™ dorsal, tem seus resultados de análise clínica dos modelos na Figura 41, pode-se notar que houve um padrão em todos os modelos com um deslizamento para anterior da córtex volar do fragmento distal. A análise das radiografias pré e pós ciclagem (Figuras 42 e 43) e tomografias pré e pós ciclagem (Figuras 44 e 45) pode-se notar que o carregamento cíclico não trouxe alterações de estabilização do sistema de fixação.

**Figura 41** – Modelos do grupo 2 após o ensaio destrutivo



Fonte: o autor

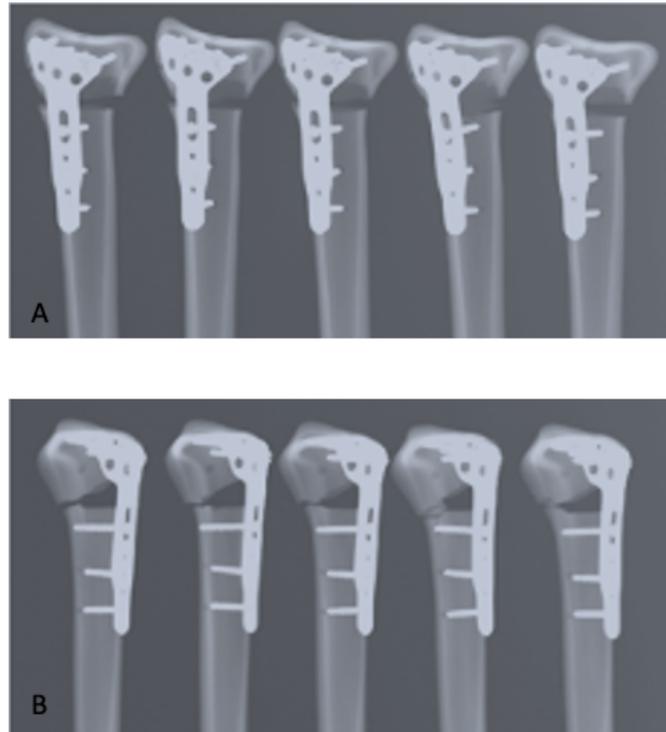
**Figura 42** – Radiografias dos modelos do grupo 2 pré ciclagem.



Legenda: A: Radiografia em anteroposterior; B: Radiografia em perfil.

Fonte: do autor.

**Figura 43** – Radiografia dos modelos do grupo 2 pós ciclagem



Legenda: A: Radiografia em anteroposterior; B: Radiografia em perfil.

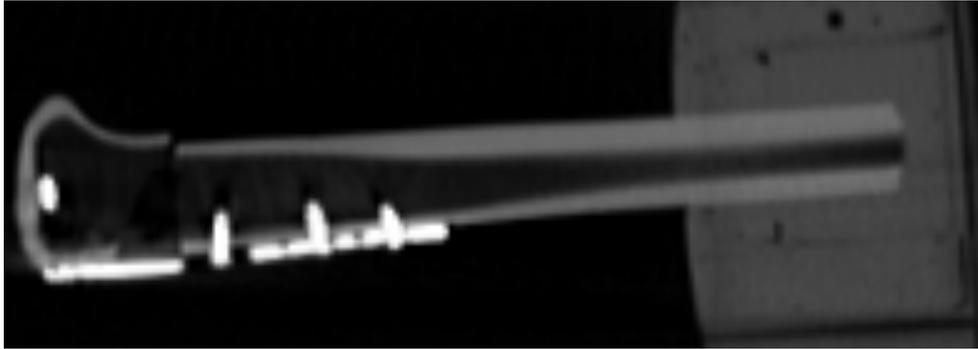
Fonte: do autor

**Figura 44** – Tomografia Matrix™ Dorsal pré ciclagem



Fonte: do autor.

**Figura 45** – Tomografia Matrix™ pós ciclagem



Fonte: do autor.

#### 4.1.3 Resultados do grupo 3

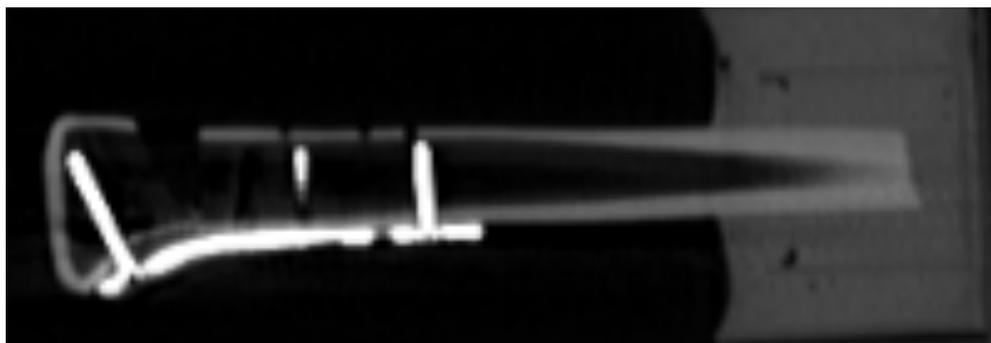
O grupo 3, modelo Variax2™ volar, tem seus resultados de análise clínica dos modelos na Figura 46, pode-se notar que houve um padrão de falha em todos os modelos, com a placa volar funcionando como um anteparo anti cisalhamento do fragmento distal, preservando o fragmento distal, com a placa estabilizando o fragmento distal mesmo após a falha do sistema. A análise das tomografias pré e pós ciclagem (Figuras 47 e 48) mostraram que o carregamento cíclico não afetou a estabilidade do sistema de fixação.

**Figura 46** – Modelos do grupo 3 após o ensaio destrutivo



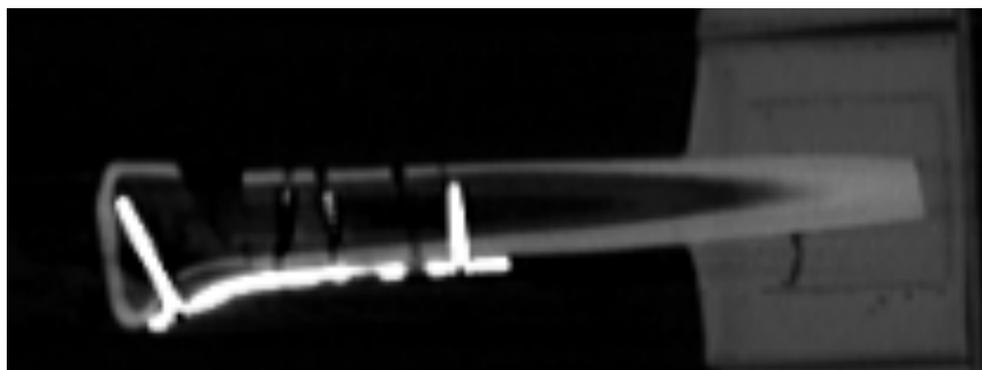
Fonte: o autor.

**Figura 47** – Tomografia Variax2™ pré ciclagem



Fonte: do autor.

**Figura 48** – Tomografia Variax2™ pós ciclagem



Fonte: do autor

#### **4.1.4 Resultados do grupo 4**

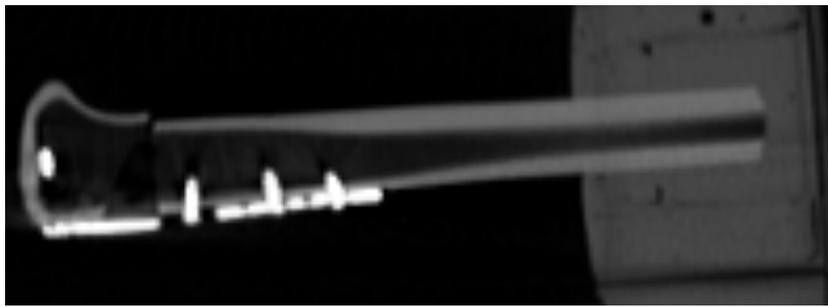
O grupo 4, modelo Variax2™ dorsal, tem seus resultados de análise clínica dos modelos na Figura 49, que pode-se notar uma padronização da falha do sistema de fixação com deslizamento para anterior da córtex volar do fragmento distal. A análise das tomografias pré e pós ciclagem (Figuras 50 e 51) nos mostrou que não houve alteração do sistema após o carregamento cíclico.

**Figura 49** – Modelos do grupo 4 após o ensaio destrutivo.



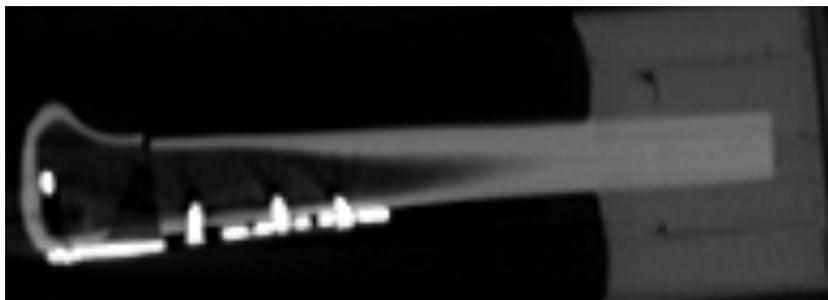
Fonte: o autor.

**Figura 50** – Tomografia Variax2™ Dorsal pré ciclagem



Fonte: do autor.

**Figura 51** – Tomografia Variax2™ Dorsal pós ciclagem



Fonte: do autor.

#### 4.2 Análise descritiva

Nesta seção são apresentadas as descrições (estatísticas descritivas e gráficos) dos quesitos avaliados nos modelos para as quatro montagens, antes e após o ensaio cíclico e na falência com objetivo de avaliar o comportamento destes dados no geral.

As tabelas 2 e 3 apresentam a descrição do deslocamento e rigidez de cada uma das montagens na pré e pós-ensaio cíclico, respectivamente.

Analisando todas as estatísticas descritivas para a montagem Matrix™ dorsal, como exemplo, para o ensaio de deslocamento na pré-ciclagem, observa-se, em média, 0,554 mm, com desvio-padrão de 0,070 mm, coeficiente de variação de 12,920 mm, primeiro quartil de 0,490 mm, mediana de 0,547 mm, terceiro quartil de 0,623 mm, sendo o menor valor obtido foi 0,467 mm e maior de 0,652 mm; para rigidez, tem-se média de 635,3 N/mm, com desvio-padrão de 85,4 N/mm, coeficiente de variação de 13,5 N/mm, primeiro quartil de 549,9 N/mm, mediana de 681,7 N/mm, terceiro quartil de 697,4 N/mm, mínimo de 503,5 N/mm e máximo de 712,1 N/mm.

Para a montagem Matrix™ volar, observa-se deslocamento de, em média, 0,473 mm, com desvio-padrão de 0,110 mm e mediana de 0,429 mm; para a rigidez, tem-se média de 878,1 N/mm, com desvio-padrão de 196,3 N/mm e mediana de 965,7 N/mm.

Para a montagem Variax2™ dorsal, observa-se deslocamento de, em média, 0,740 mm, com desvio-padrão de 0,070 mm e mediana de 0,747 mm; para a rigidez, tem-se média de 515,5 N/mm, com desvio-padrão de 20,79 N/mm e mediana de 511,24 N/mm.

Para a montagem Variax2™ volar, observa-se deslocamento de, em média, 0,405 mm, com desvio-padrão de 0,080 mm e mediana de 0,412 mm; para a rigidez, tem-se média de 1022,0 N/mm, com desvio-padrão de 213,8 N/mm e mediana de 1024,5 N/mm (Tabela 2).

**Tabela 2** – Descrição do deslocamento (Des) e rigidez de cada montagem utilizada na pré-ciclagem.

Ensaio	n	Média	D.P	C. Var	Mínim	1ºQ	Median	3ºQ	Máximo
Matrix™ dorsal									
Des (mm)	5	0,554	0,070	12,920	0,467	0,490	0,547	0,623	0,652
Rigidez (N/mm)	5	635,3	85,4	13,5	503,5	549,9	681,7	697,4	712,1
Matrix™ volar									
Des (mm)	5	0,473	0,110	24,140	0,366	0,378	0,429	0,591	0,637
Rigidez (N/mm)	5	878,1	196,3	22,4	633,6	674,9	965,7	1037,6	1106,8
Variax2™ dorsal									
Des (mm)	5	0,740	0,070	9,710	0,655	0,674	0,747	0,804	0,842
Rigidez (N/mm)	5	515,5	20,79	4,03	496,9	500,4	511,24	532,68	550,6
Variax2™ volar									
Des (mm)	5	0,405	0,080	20,500	0,281	0,329	0,412	0,477	0,498
Rigidez (N/mm)	5	1022,0	213,8	20,9	693,7	832,9	1024,5	1209,8	1242,5

Fonte: Dados da pesquisa.

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; C.Var: Coeficiente de variação; 1ºQ: 1º Quartil; 3ºQ: Quartil.

Os histogramas e gráficos *box-plot* que ilustram os resultados da tabela 2 são apresentados nos gráficos 1 a 12 no Anexo A.

A partir do histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem (Gráfico 1), por exemplo, observa-se que um modelo apresentou deslocamento entre 0,450 e 0,500 mm, dois entre 0,500 e 0,550 mm, um entre 0,550 e 0,600 mm e um entre 0,650 e 0,700 mm; do *box-plot* (Gráfico 9), observa-se que 25% dos CP apresentaram deslocamento até 0,490 mm (1ª linha horizontal, parte inferior para superior – 1º Quartil), 50% dos modelos apresentaram deflexão inferior a 0,547 mm (2ª linha horizontal – mediana) e 75% dos CP apresentaram deslocamento inferior a 0,623 mm (3ª linha horizontal – 3º Quartil). Não foram observados valores atípicos (*outliers*).

Analisando todas as estatísticas descritivas para a montagem Matrix™ dorsal, como exemplo, para o ensaio de deslocamento na pós-ciclagem, observa-se, em média, 0,630 mm, com desvio-padrão de 0,140 mm, coeficiente de variação de 22,340 mm, primeiro quartil de 0,515 mm, mediana de 0,589 mm, terceiro quartil de 0,766 mm, sendo o menor valor obtido foi 0,494 mm e maior de 0,847 mm; para rigidez, tem-se média de 652,2 N/mm, com desvio-padrão de 121,5 N/mm, coeficiente de variação de 18,6 N/mm, primeiro quartil de 539,1 N/mm, mediana de 672,0 N/mm, terceiro quartil de 755,5 N/mm, mínimo de 473,7 N/mm e máximo de 795,6 N/mm.

Para a montagem Matrix™ volar, observa-se deflexão de, em média, 0,519 mm, com desvio-padrão de 0,17 e mediana de 0,475 mm; para a rigidez, tem-se média de 859,0 N/mm, com desvio-padrão de 245,0 e mediana de 869,0 N/mm.

Para a montagem Variax2™ dorsal, observa-se deflexão de, em média, 0,684 mm, com desvio-padrão de 0,12 e mediana de 0,705 mm; para a rigidez, tem-se média de 626,1 N/mm, com desvio-padrão de 147,3 e mediana de 638,1 N/mm.

Para a montagem Variax2™ volar, observa-se deslocamento de, em média, 0,521 mm, com desvio-padrão de 0,270 mm e mediana de 0,398 mm; para a rigidez, tem-se média de 888,0 N/mm, com desvio-padrão de 281,0 N/mm e mediana de 945,0 N/mm (Tabela 3).

**Tabela 3** – Descrição do deslocamento (Des) e rigidez de cada montagem utilizada na pós-ciclagem.

Ensaio	n	Média	D.P	C. Var	Mínim	1ºQ	Median	3ºQ	Máximo
Matrix™ dorsal									
Des (mm)	5	0,630	0,140	22,340	0,494	0,515	0,589	0,766	0,847
Rigidez (N/mm)	5	652,2	121,5	18,63	473,7	539,1	672,0	755,5	795,6
Matrix™ volar									
Des (mm)	5	0,519	0,170	33,080	0,294	0,375	0,475	0,684	0,742
Rigidez (N/mm)	5	859,0	245,0	28,5	533,0	638,0	869,0	1076,0	1190,0
Variax2™ dorsal									
Des (mm)	5	0,684	0,120	18,020	0,503	0,565	0,705	0,794	0,800
Rigidez (N/mm)	5	626,1	147,3	23,5	436,1	482,8	638,1	763,4	805,3
Variax2™ volar									
Des (mm)	5	0,521	0,270	51,220	0,377	0,381	0,398	0,722	0,995
Rigidez (N/mm)	5	888,0	281,0	31,7	411,0	653,0	945,0	1095,0	1103,0

Fonte: Dados da pesquisa.

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; C.Var: Coeficiente de variação; 1ºQ: 1º Quartil; 3ºQ: Quartil.

Os histogramas e gráficos *box-plot* que ilustram os resultados da Tabela 3 são apresentados nos Gráficos 13 a 24 no Anexo A.

A partir do histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pós-ciclagem (Gráfico 13) por exemplo, observa-se que um modelo apresentou deslocamento entre 0,400 e 0,500 mm, um entre 0,500 e 0,550 mm, um entre 0,550 e 0,600 mm, um entre 0,65 e 0,70 mm e um entre 0,80 e 0,85 mm; do *box-plot* (Gráfico 21), observa-se que 25% dos modelos apresentaram deslocamento até 0,515 mm (1º Quartil), 50% dos modelo apresentaram deslocamento inferior a 0,589 mm (mediana)

e 75% dos CP apresentaram deslocamento inferior a 0,766 mm (3° Quartil). Não foram observados valores atípicos (*outliers*).

A descrição do deslocamento, rigidez e força máxima de cada uma das montagens na falência é apresentada na Tabela 4.

Analisando todas as estatísticas descritivas para a montagem Matrix™ dorsal, como exemplo, para no ensaio de deslocamento na falência, observa-se, em média, 6,055 mm, com desvio-padrão de 1,730 mm, coeficiente de variação de 28,620 mm, primeiro quartil de 4,642 mm, mediana de 6,319 mm, terceiro quartil de 7,336 mm, sendo o menor valor obtido foi 3,173 mm e maior de 7,756 mm; para rigidez, tem-se média de 1337,0 N/mm, com desvio-padrão de 676,0 N/mm, coeficiente de variação de 50,5 N/mm, primeiro quartil de 778,0 N/mm, mediana de 1596,0 N/mm, terceiro quartil de 1767,0 N/mm, mínimo de 778,0 N/mm e máximo de 1901,0 N/mm; para a força máxima observa-se, em média, 2940,6 N, desvio-padrão de 190,3 N, coeficiente de variação de 6,5, primeiro quartil de 2794,3 N, mediana de 2921,0 N, terceiro quartil de 3096,6 N, sendo o menor valor obtido foi 2676,0 N e maior de 3208,2 N.

Para a montagem Matrix™ volar, observa-se deslocamento de, em média, 8,110 mm, com desvio-padrão de 2,310 mm e mediana de 7,550 mm; para a rigidez, tem-se média de 1713,0 N/mm, com desvio-padrão de 750,0 N/mm e mediana de 1913,0 N/mm; para a força máxima, observa-se, em média, 4380,0 N, desvio-padrão de 573,0 N e mediana de 4473,0 N.

Para a montagem Variax2™ dorsal, observa-se deslocamento de, em média, 3,42 mm, com desvio-padrão de 0,62 mm e mediana de 3,22 mm; para a rigidez, tem-se média de 1548,0 N/mm, com desvio-padrão de 494,0 N/mm e mediana de 1597,0 N/mm; para a força máxima, observa-se, em média, 2952,0 N, desvio-padrão de 784,0 N e mediana de 2698,0 N.

Para a montagem Variax2™ volar, observa-se deslocamento de, em média, 5,230 mm, com desvio-padrão de 2,400 mm e mediana de 3,910 mm; para a rigidez, tem-se média de 1686,0 N/mm, com desvio-padrão de 360,0 N/mm e mediana de 1678,0 N/mm; para a força máxima, observa-se, em média, 4197,0 N, desvio-padrão de 373,0 N e mediana de 4137,0 N.

**Tabela 4** – Descrição do deslocamento (Des), rigidez e força máxima de cada montagem utilizada na falência.

Ensaio	n	Média	D.P	C. Var	Mínimo	1°Q	Median	3°Q	Máximo
Matrix™ dorsal									
Des (mm)	5	6,055	1,730	28,620	3,173	4,642	6,319	7,336	7,756
Rigidez (N/mm)	5	1337,0	676,0	50,5	175,0	778,0	1596,0	1767,	1901,0
Força máxima (N)	5	2940,6	190,3	6,5	2676,0	2794,	2921,0	3096,	3208,2
Matrix™ volar									
Des (mm)	5	8,110	2,310	28,500	5,630	6,270	7,550	10,22	11,730
Rigidez (N/mm)	5	1713,0	750,0	43,8	725,0	928,0	1913,0	2298,	2300,0
Força máxima (N)	5	4380,0	573,0	13,1	3620,0	3823,	4473,0	4891,	5092,0
Variax2™ dorsal									
Des (mm)	5	3,421	0,620	18,090	2,742	2,919	3,221	4,023	4,339
Rigidez (N/mm)	4	1548,0	494,0	31,9	917,0	1050,	1597,0	1997,	2081,0
Força máxima (N)	5	2952,0	784,0	26,6	2209,0	2365,	2698,0	3665,	4231,0
Variax2™ volar									
Des (mm)	5	5,230	2,400	45,870	3,060	3,300	3,910	7,820	8,190
Rigidez (N/mm)	4	1686,0	360,0	21,3	1253,0	1359,	1678,0	2020,	2134,0
Força máxima (N)	5	4197,0	373,0	8,9	3832,0	3884,	4137,0	4540,	4781,0

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P.: desvio-padrão; C. Var.: Coeficiente de variação 1° Q: 1° Quartil; 3° Q: 3° Quartil.

Os histogramas e gráficos *box-plot* que ilustram os resultados da Tabela 4 são apresentados nos Gráficos 25 a 42 no Anexo A.

A partir do histograma da força máxima em montagem Matrix™ dorsal na falência (Gráfico 27) por exemplo, observa-se que um CP apresentou força máxima entre 2640,0 a 2720,0 N, dois entre 2880,0 a 2960,0 N, um entre 2960,0 a 3040,0 N e um entre 3200 a 3280 N; do *box-plot* (Gráfico 41), observa-se que 25% dos CP apresentaram força máxima de até 2794,3 N (1° Quartil), 50% dos CP apresentaram força máxima inferior a 2921,0 N (mediana) e 75% dos CP apresentaram força máxima inferior a 3096,6 N (3° Quartil). Não foram observados valores atípicos (*outliers*).

### 4.3 Comparações entre os tipos de montagens

Foram realizadas comparações entre as montagens dorsal e volar para cada modelo de placa bloqueada de rádio distal.

### 4.3.1 Em cada momento isoladamente

As comparações dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Matrix™ dorsal e Matrix™ volar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência são apresentadas na Tabela 5.

Interpretando, como exemplo, a montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem, observa-se que ela apresentou rigidez, em média, 635,3 N/mm, desvio-padrão de 85,4 N/mm e mediana de 681,7 N/mm; na Matrix™ volar a rigidez foi, em média, 878,1 N/mm, desvio-padrão de 196,3 N/mm e mediana de 965,7 N/mm. Observa-se significância estatística ( $p \leq 0,05$ ) nesta comparação, indicando que a rigidez na montagem Matrix™ volar foi, em média, 242,8 N/mm (IC<sub>95%</sub>: 22,1 a 463,7) maior do que na montagem Matrix™ dorsal.

Observa-se também diferença com significância estatística para a força máxima na falência. Os modelos com montagem Matrix™ volar apresentaram força máxima, em média, 1439,4 N (IC<sub>95%</sub>: 816,5 a 2062,4) maior do que os modelos com montagem Matrix™ dorsal.

**Tabela 5** – Comparação dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Matrix™ dorsal e Matrix™ volar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência.

Características	Montagens						Valor-p
	Matrix™ dorsal			Matrix™ volar			
	Média	D.P	Mediana	Média	D.P	Mediana	
<b>Pré-ciclagem</b>							
Des (mm)	0,554	0,07	0,547	0,473	0,11	0,429	0,216 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	635,3	85,4	681,7	878,1	196,3	965,7	<b>0,035<sup>1</sup></b>
<b>Pós-ciclagem</b>							
Des (mm)	0,630	0,14	0,589	0,519	0,17	0,475	0,295 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	652,2	121,5	672,0	859,0	245,0	869,0	0,129 <sup>1</sup>
<b>Falência</b>							
Des (mm)	6,055	1,73	6,319	8,110	2,31	7,550	0,151 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	1337,0	676,0	1596,0	1713,0	750,0	1913,0	0,455 <sup>1</sup>
Força máxima (N)	2940,6	190,3	2921,0	4380,0	573,0	4473,0	<b>0,001<sup>1</sup></b>

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P: desvio-padrão; 1: *t-Student*.

Estes resultados são ilustrados nos Gráficos 43 a 49 no Anexo A. No *Interval-plot* são apresentadas as médias (círculo central azul), intervalo com 95% de

confiança (extremos do intervalo são representados pelas linhas horizontais azuis) e os dados são apresentados pelos círculos vermelhos.

#### 4.3.2 Variações entre pré e pós-ciclagem

As comparações das diferenças dos valores do deslocamento e rigidez entre os momentos pós e pré-ciclagem em relação às montagens Matrix™ dorsal e volar são apresentadas na Tabela 6. Destaca-se que, nesta tabela, os sinais positivos para as médias e medianas indicam que os valores pós-ciclagem são superiores aos valores pré, ou seja, houve aumento após a ciclagem; enquanto os sinais negativos indicam que os valores pós-ciclagem são inferiores aos pré, ou seja, houve redução após o procedimento.

Avaliando o deslocamento, observa-se que na montagem Matrix™ dorsal os valores após a ciclagem são, em média, 0,076 mm maiores do que na pré-ciclagem, com desvio-padrão de 0,120 mm e mediana de 0,032 mm; já na montagem Matrix™ volar, observa-se que os valores do deslocamento na pós-ciclagem são, em média, 0,045 mm maiores do que os observados antes do procedimento, com desvio-padrão de 0,110 mm e mediana de 0,046 mm. O valor de p igual a 0,686 (superior a 0,05) indica que não foi observada diferença com significância estatística na variação do deslocamento entre as diferentes montagens.

Em relação à rigidez, observa-se que na montagem Matrix™ dorsal os valores após a ciclagem são, em média, 17,0 N/mm maiores do que na pré-ciclagem, com desvio-padrão de 144,0 N/mm e mediana de -9,7 N/mm; já na montagem Matrix™ volar, observa-se que os valores da rigidez na pós-ciclagem são, em média, 18,8 N/mm menores que os observados antes do procedimento, com desvio-padrão de 79,8 N/mm e mediana de -6,6 N/mm. O valor de p igual a 0,640 (superior a 0,05) indica que não foi observada diferença com significância estatística na variação da rigidez entre as diferentes montagens.

Os resultados são ilustrados nos Gráficos 50 e 51 no Anexo A.

**Tabela 6** – Comparação da variação pós e pré-ciclagem dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Matrix™ dorsal e volar.

Variação (Pós – Pré)	Montagens						Valor-p
	Matrix™ dorsal			Matrix™ volar			
	Média	D.P	Mediana	Média	D.P	Mediana	
Des (mm)	0,076	0,120	0,032	0,045	0,110	0,046	0,686 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	17,0	144,0	-9,7	-18,8	79,8	-6,6	0,640 <sup>1</sup>

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P: desvio-padrão; 1: t-Student; 2: Mann-Whitney.

### 4.3.3 Variax2™ dorsal e Variax2™ volar

Comparações entre as montagens dorsal e volar da placa bloqueada de rádio distal Variax2™.

#### 4.3.3.1 Em cada momento isoladamente

As comparações dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Variax2™ dorsal e Variax2™ volar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência são apresentadas na Tabela 7.

Analisando, como exemplo, a montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem, observa-se que ela apresentou deslocamento, em média, 0,740 mm, desvio-padrão de 0,070 mm e mediana de 0,747 mm; na montagem Variax2™ volar o deslocamento foi, em média, 0,405 mm, desvio-padrão de 0,080 mm e mediana de 0,412 mm. Observa-se significância estatística ( $p \leq 0,05$ ) nesta comparação, indicando que o deslocamento na montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem foi, em média, 0,335 mm (IC<sub>95%</sub>: 0,223 a 0,449) maior do que na montagem Variax2™ volar.

Observa-se também diferença com significância estatística na rigidez na pré-ciclagem ( $p$  igual a 0,006) e na força máxima na falência ( $p$  igual a 0,012).

Assim, tem-se que na pré-ciclagem a montagem Variax2™ volar apresentou rigidez, em média, 506,5 N/mm (IC<sub>95%</sub>: 239,7 a 773,3) maior do que a montagem Variax2™ dorsal. Na falência, observa-se que a montagem Variax2™ volar apresentou força máxima, em média, 1245,0 N (IC<sub>95%</sub>: 349,7 a 2140,9) maior do que a montagem Variax2™ dorsal.

**Tabela 7** – Comparação dos resultados dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Variax2™ dorsal e Variax2™ volar na pré-ciclagem, pós-ciclagem e deslocamento, rigidez e força máxima na falência.

Características	Montagens						Valor-p
	Variax2™ dorsal			Variax2™ volar			
	Média	D.P	Mediana	Média	D.P	Mediana	
<b>Pré-ciclagem</b>							
Des (mm)	0,740	0,07	0,747	0,405	0,08	0,412	<0,001 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	515,5	20,8	511,2	1022,0	213,8	1024,5	0,006 <sup>1</sup>
<b>Pós-ciclagem</b>							
Des (mm)	0,684	0,12	0,705	0,521	0,27	0,398	0,144 <sup>2</sup>
Rigidez (N/mm)	626,1	147,3	638,1	888,0	281,0	945,0	0,102 <sup>1</sup>
<b>Falência</b>							
Des (mm)	3,421	0,62	3,221	5,230	2,40	3,910	0,141 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	1548,0	494,0	1597,0	1686,0	360,0	1678,0	0,668 <sup>1</sup>
Força máxima (N)	2952,0	784,0	2698,0	4197,0	373,0	4137,0	0,012 <sup>1</sup>

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P: desvio-padrão; 1: t-Student; 2: Mann-Whitney.

Estes resultados são ilustrados nos Gráficos 52 a 58 no Anexo A.

#### 4.3.3.2 Variação entre pós e pré ciclagem

As comparações das diferenças dos valores do deslocamento e rigidez entre os momentos pós e pré-ciclagem entre as montagens Variax2™ dorsal e volar são apresentadas na Tabela 8.

Destaca-se que, nesta tabela, os sinais positivos para as médias e medianas indicam que os valores pós-ciclagem são superiores aos valores pré-ciclagem, ou seja, houve aumento após a ciclagem; enquanto os sinais negativos indicam que os valores pós-ciclagem são inferiores aos pré-ciclagem, ou seja, houve redução após o procedimento.

Avaliando o deslocamento, observa-se que na montagem Variax2™ dorsal os valores após a ciclagem são, em média, 0,056 mm menores que na pré-ciclagem, com desvio-padrão de 0,080 mm e mediana de -0,042 mm; já na montagem Variax2™ volar, observa-se que os valores do deslocamento na pós-ciclagem são, em média, 0,116 mm maiores do que os observados antes do procedimento, com desvio-padrão de 0,22 e mediana de 0,072. O valor-p igual a 0,143 (superior a 0,05) indica que não

foi observada diferença com significância estatística na variação da deflexão entre as montagens.

Em relação à rigidez, observa-se que na montagem Variax2™ dorsal os valores após a ciclagem são, em média, 110,6 N/mm maiores do que na pré-ciclagem, com desvio-padrão de 142,1 N/mm e mediana de 87,5 N/mm; já na montagem Variax2™ volar, observa-se que os valores da rigidez na pós-ciclagem são, em média, 133,9 mm menores que os observados antes do procedimento, com desvio-padrão de 94,4 e mediana de -130,4 mm. O valor-p igual a 0,013 (inferior a 0,05) indica diferença na variação da rigidez entre as montagens, ou seja, a variação da rigidez na montagem Variax2™ dorsal é 244,5 N/mm (IC<sub>95%</sub>: 68,6 a 420,4) maior do que a rigidez na montagem Variax2™ volar.

Os resultados são ilustrados nos Gráficos 59 e 60 no Anexo A.

**Tabela 8** – Comparação da variação pós e pré-ciclagem dos quesitos deslocamento e rigidez entre as montagens Variax2™ dorsal e volar.

Variação (Pós – Pré)	Montagens						Valor-p
	Variax2™ dorsal			Variax2™ volar			
	Média	D.P	Mediana	Média	D.P	Mediana	
Des (mm)	-0,056	0,080	-0,042	0,116	0,220	0,072	0,143 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	110,6	142,1	87,5	-133,9	94,4	-130,4	<b>0,013<sup>1</sup></b>

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P: desvio-padrão; 1: t-Student.

#### 4.3.4 Entre os momentos (extra)

As comparações do deslocamento e rigidez de cada montagem entre os momentos pré e pós ciclagem são apresentadas na Tabela 9.

Avaliando a rigidez na montagem Variax2™ volar, como exemplo, tem-se que na pré-ciclagem ela foi, em média, 1022,0 N/mm, com desvio-padrão de 213,8 N/mm e mediana de 1024,0 N/mm e na pós-ciclagem a rigidez foi, em média, 888,0 N/mm, com desvio-padrão de 281,0 e mediana de 945,0 N/mm. O valor de p igual a 0,034 nesta comparação indica diferença da rigidez entre os momentos, ou seja, a rigidez na pré-ciclagem foi, em média, 134,0 N/mm (IC<sub>95%</sub>: 16,7 a 251,1) maior do que na pós-ciclagem.

Não foram observadas diferenças com significância estatística entre os momentos para os quesitos deslocamento e rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar e Variax2™ dorsal, assim como o deslocamento na montagem Variax2™ volar (valor-p  $\geq 0,05$ ).

**Tabela 9** – Comparações do deslocamento e rigidez de cada montagem entre os momentos pré e pós ciclagem.

Características	Ciclagem						Valor-p
	Pré			Pós			
	Média	D.P	Mediana	Média	D.P	Mediana	
<b>Matrix™ dorsal</b>							
Des (mm)	0,554	0,070	0,547	0,630	0,140	0,589	0,223 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	635,3	85,4	681,7	652,2	121,5	672,0	0,805 <sup>1</sup>
<b>Matrix™ volar</b>							
Des (mm)	0,473	0,110	0,429	0,519	0,170	0,475	0,409 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	878,1	196,3	965,7	859,0	245,0	869,0	0,626 <sup>1</sup>
<b>Variax2™ dorsal</b>							
Des (mm)	0,740	0,070	0,747	0,684	0,120	0,705	0,185 <sup>1</sup>
Rigidez (N/mm)	515,5	20,79	511,24	626,1	147,3	638,1	0,157 <sup>1</sup>
<b>Variax2™ volar</b>							
Des (mm)	0,405	0,080	0,412	0,521	0,270	0,398	0,313 <sup>2</sup>
Rigidez (N/mm)	1022,0	213,8	1024,5	888,0	281,0	945,0	<b>0,034<sup>1</sup></b>

Fonte: Dados da pesquisa.

D.P: desvio-padrão; 1: t-pareado; 2: Wilcoxon pareado.

#### 4.4 Validação quantitativa

A média do deslocamento máximo dos pontos analisados foi comparado entre os dois métodos, ensaio mecânico e MEF, possibilitando validação do modelo com erro menor que 15% (BRANCHEAU, 2019), conforme apresentado na Tabela 10.

**Tabela 10** – Comparação da variação de deslocamento dos modelos nos ensaios mecânicos estáticos (Des) e deslocamento na avaliação pelo MEF (Des MEF).

Deslocamento	Deslocamento			
	Variax2™ dorsal	Variax2™ volar	Matrix™ dorsal	Matrix™ volar
Des (mm)	0,740	0,405	0,554	0,473
Des MEF (mm)	0,674	0,380	0,478	0,420

Fonte: Dados da pesquisa.

#### 4.5 Resultados da análise pelo método dos elementos finitos

A seguir, os resultados obtidos a partir da análise pelo método dos elementos finitos (Quadro 4). As tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) principais totais foram observadas nos ossos e as tensões equivalentes de von Mises foram observadas nas placas e parafusos.

**Quadro 4** – Tensão máxima principal em MPa (Ten. Máx.), tensão mínima principal em MPa (Ten. Min.) e tensão de von Mises.

Placa	Ten. Máx. (MPa)	Ten. Min. (MPa)	von Mises (MPa)
Matrix™ Volar	201,1	-178,4	583,3
Matrix™ Dorsal	3798,5	-2534,7	3628,7
Variax2™ Dorsal	729,9	-967,5	1742,3
Variax2™ Volar	331,4	-309,9	436,6

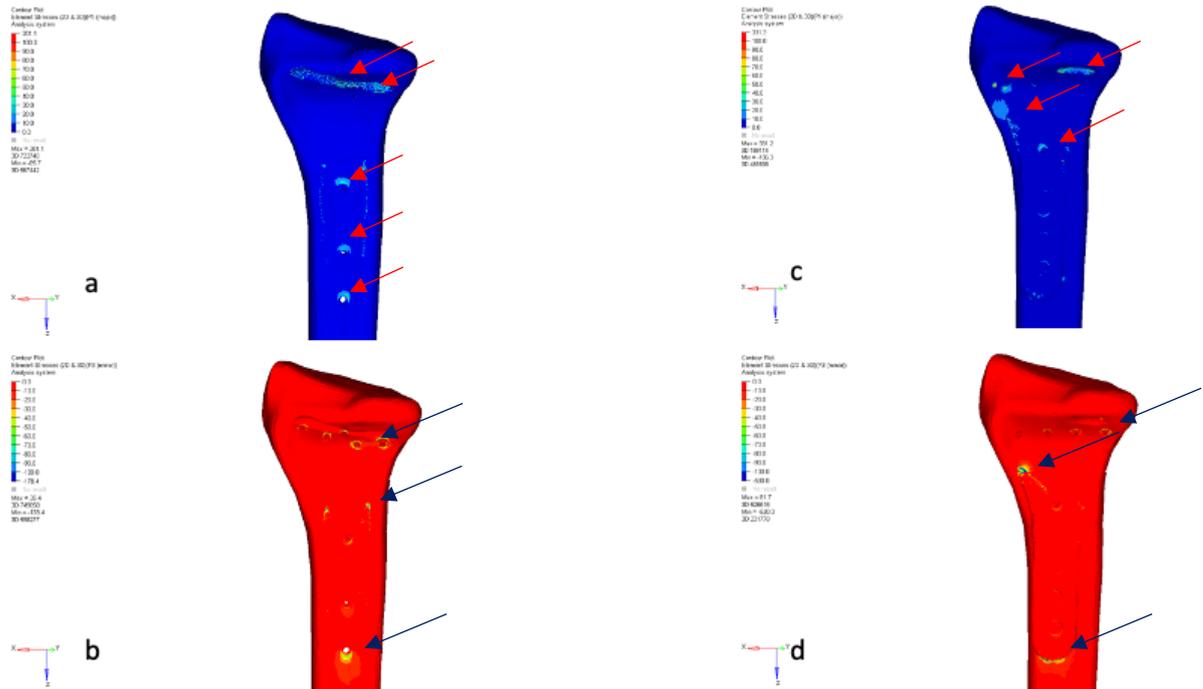
Fonte: dados da pesquisa.

A análise pelo método dos elementos finitos quando aplicado força (250 N) de compressão axial sobre a superfície articular do rádio distal com a região proximal do rádio fixa. Analisados para os ossos a tensão máxima principal (tração) e tensão mínima principal (compressão) em MPa e para os implantes analisado a tensão de von Mises em MPa, analisado o deslocamento de todos os corpos em mm.

Comparando as tensões máximas principais e tensões mínimas principais de contato da placa com o osso nos posicionamentos volar e dorsal observados nas figuras 54 e 55, pode-se observar os picos maiores de tensões nos sistemas de fixação com placas de posicionamento dorsal do que nos sistemas com placas de posicionamento volar. Observa-se que para todas as placas existem pontos localizados de contato com o osso em que ocorre maior tensão tanto de máxima quanto de mínima principal. Nas placas com posicionamento dorsal nota-se que os valores de tensão máxima principal são maiores e os de tensão mínima principal são menores do que nas placas de posicionamento volar. Para a placa Matrix™ Volar o pico da tensão máxima principal foi de 201,1 MPa e pico de tensão mínima principal de -178,4 MPa, para a placa Variax2™ Volar o pico de tensão máxima principal foi de 331,4 MPa e o pico de tensão mínima principal foi de -309,9 MPa e os locais de distribuição desses picos estão demonstrados na Figura 52. Para a placa Matrix™

Dorsal o pico de tensão máxima principal foi de 3798,5 MPa e o pico de tensão mínima principal foi de -2534,7 MPa, para a placa Variax2™ Dorsal o pico de tensão máxima principal foi de 729,9 MPa e o pico de tensão mínima principal foi de -967,5 MPa e os locais de distribuição desses picos estão demonstrados na Figura 53.

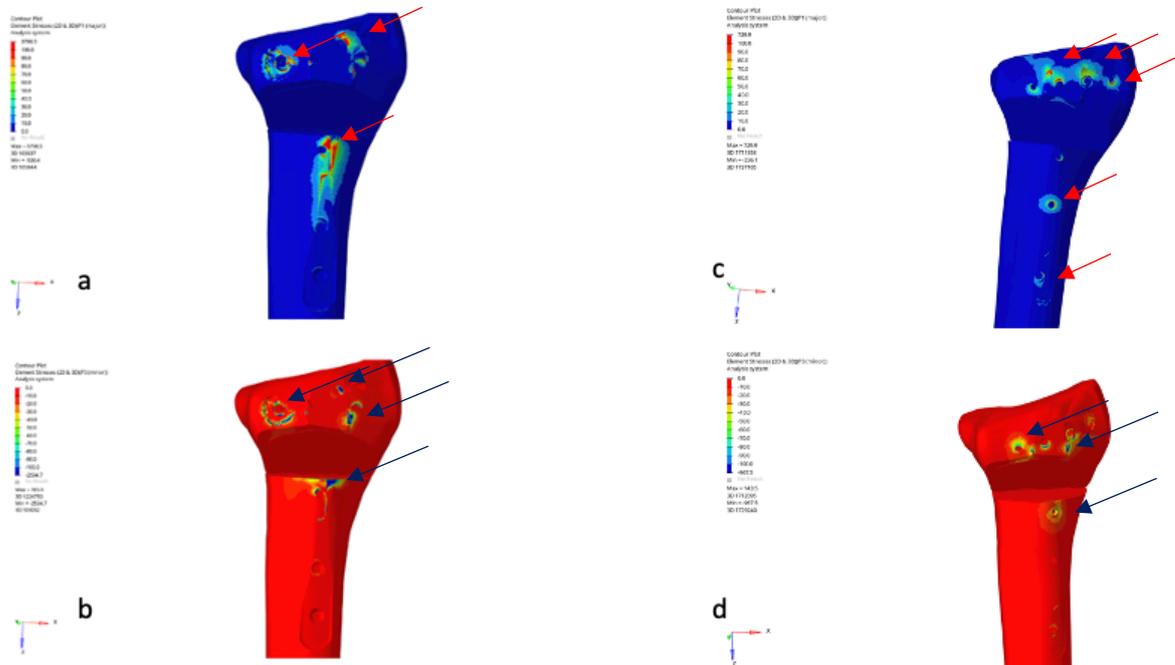
**Figura 52** – Comparação do posicionamento da placa volar vista anterior



Legenda a: tensão máxima principal Matrix™ volar, b: tensão mínima principal Matrix™ volar, c: tensão máxima principal Variax2™ volar, d: tensão mínima principal Variax2™ volar  
 ↑: locais de maior tensão máxima (tração)    ↑: locais de menor tensão mínima (compressão).

Fonte: do autor.

**Figura 53** – Comparação do posicionamento da placa dorsal vista posterior



Legenda: a: tensão máxima principal Matrix™ dorsal, b: tensão mínima principal Matrix™ dorsal, c: tensão máxima principal Variax2™ dorsal, d: tensão mínima principal Variax2™ dorsal

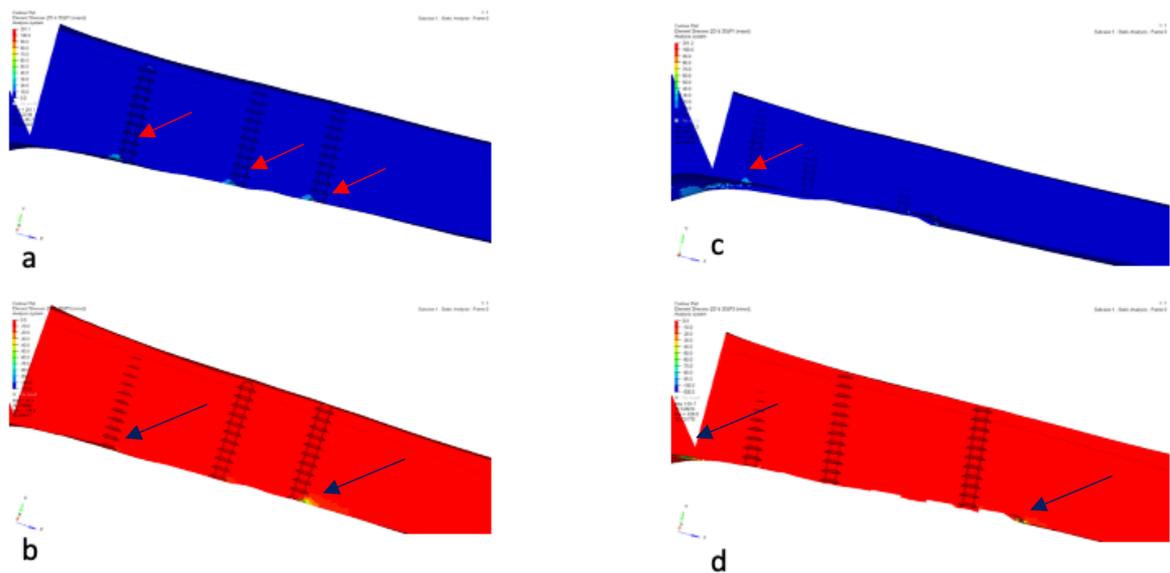
↑ : locais de maior tensão máxima (tração)    ↓ : locais de menor tensão mínima (compressão).

Fonte: do autor.

Comparando a vista lateral de todos os modelos, não se pode notar diferença significativa da tensão máxima e tensão mínima principal quando comparados os diferentes posicionamento dos implantes, não é possível observar variação dos valores de tensão nas córtices volares e dorsais em nenhum dos posicionamentos das placas, nota-se variações de tensão no contato da placa com a córtex. Em todas as montagens pode-se observar que o parafuso mais distal do fragmento diafisário é o que apresenta maior pico de tensão no fragmento diafisário, nas vistas laterais também foi observado que nas montagens com placas dorsais existem pontos de contato da placa com o osso com picos de tensão máxima principal maiores e picos de tensão mínima principal menores do que nas montagens com placas volares

(Figuras 54 e 55). Os sistemas de fixação com placas dorsais são os que apresentam maiores picos de tensão máxima e mínima principal na região de contato entre a placa e o osso enquanto os sistemas de fixação com placas volares apresentam menores picos.

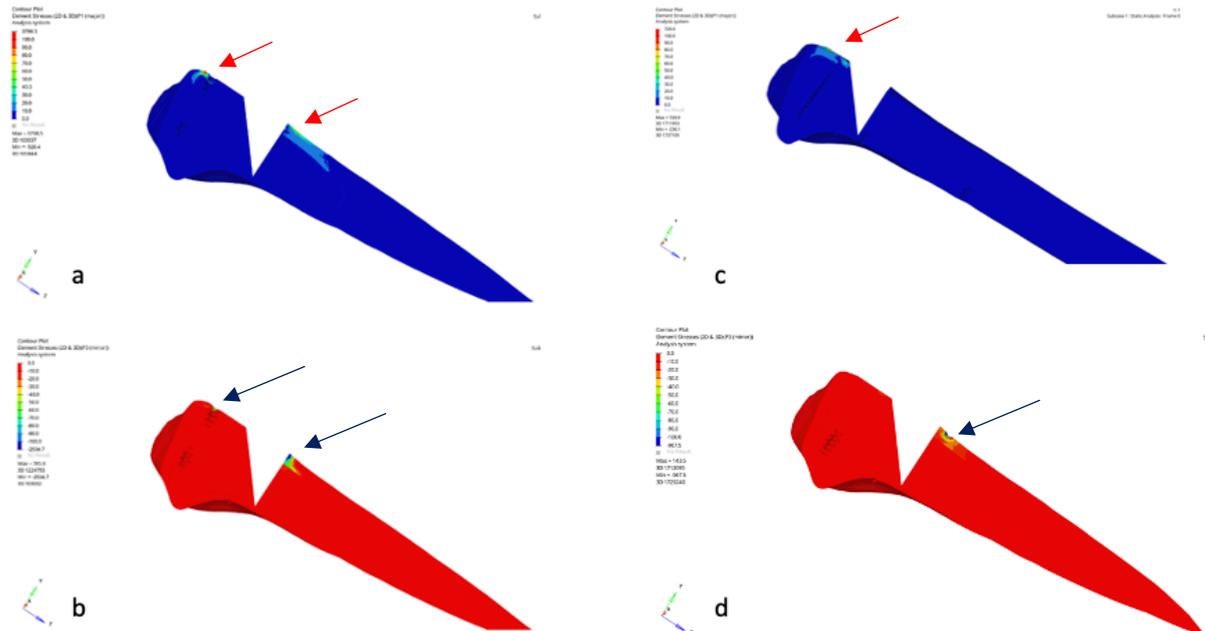
**Figura 54** – Comparação de tensões máxima e mínima principal dos modelos fixados com placas volares.



Legenda: a: tensão máxima principal Matrix™ volar, b: tensão mínima principal Matrix™ volar, c: tensão máxima principal Variax2™ volar, d: tensão mínima principal Variax2™ volar  
 ↑ : locais de maior tensão máxima (tração)    ↓ : locais de menor tensão mínima (compressão).

Fonte: do autor.

**Figura 55** – Comparação de tensões máxima e mínima principal dos modelos fixados com placas dorsais.



Legenda: a: tensão máxima principal Matrix™ dorsal, b: tensão mínima principal Matrix™ dorsal, c: tensão máxima principal Variax2™ dorsal, d: tensão mínima principal Variax2™ dorsal

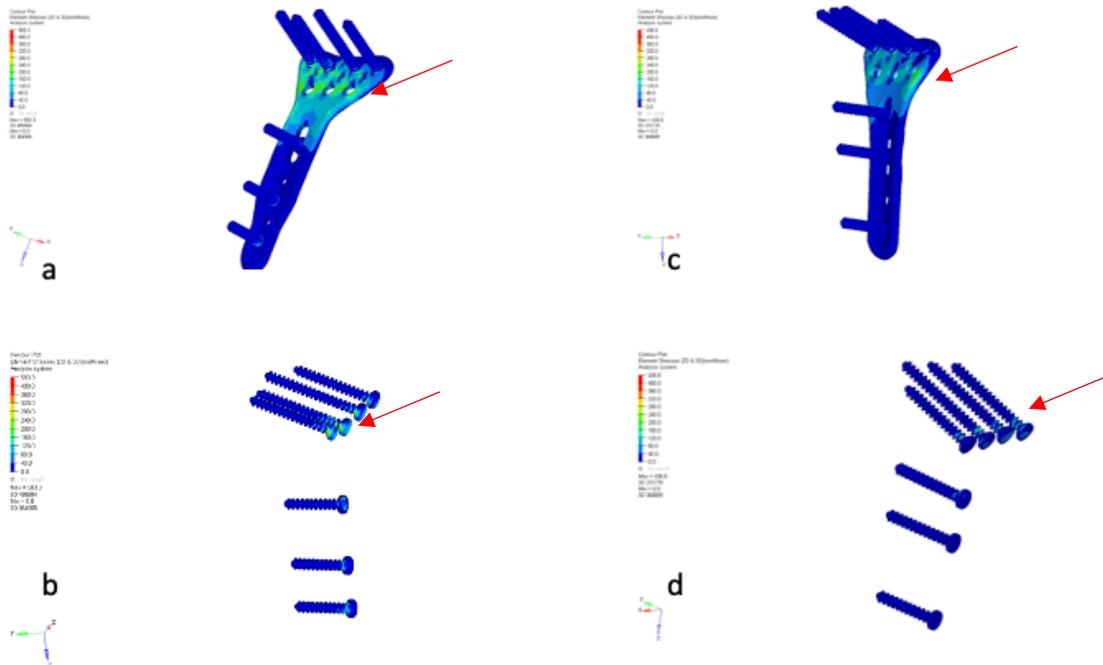
↑ : locais de maior tensão máxima (tração)    ↓ : locais de menor tensão mínima (compressão).

Fonte: do autor.

Comparando as tensões de von Mises nos implantes com posicionamento volar (Figura 56) e dorsal (Figura 57), pode-se notar que os implantes com posicionamento dorsal apresentam picos de tensão muito maiores do que os implantes com posicionamento volar (Quadro 4). Pode-se notar que a região das placas que são acometidas por maior tensão está localizado sobre a falha óssea dorsal, nas placas dorsais, chegando a 3628 MPa na Matrix™ dorsal enquanto nas placas volares o maior valor foi na Matrix™ volar com 583 MPa. Ao avaliar a tensão de von Mises nos parafusos, podemos notar que a região próximo às cabeças dos parafusos é a que apresenta maior tensão, os parafusos que apresentam maior tensão são os parafusos de 1 a 4, localizados no fragmento distal e o parafuso localizado mais distal no

fragmento diafisário (parafuso 5) em todas as montagens. Os parafusos das placas com posicionamento dorsal são mais exigidos do que os parafusos das placas com posicionamento volar quando avaliado a tensão de von Mises (Quadro 4).

**Figura 56** – Comparação das tensões de von Mises para placa e parafusos

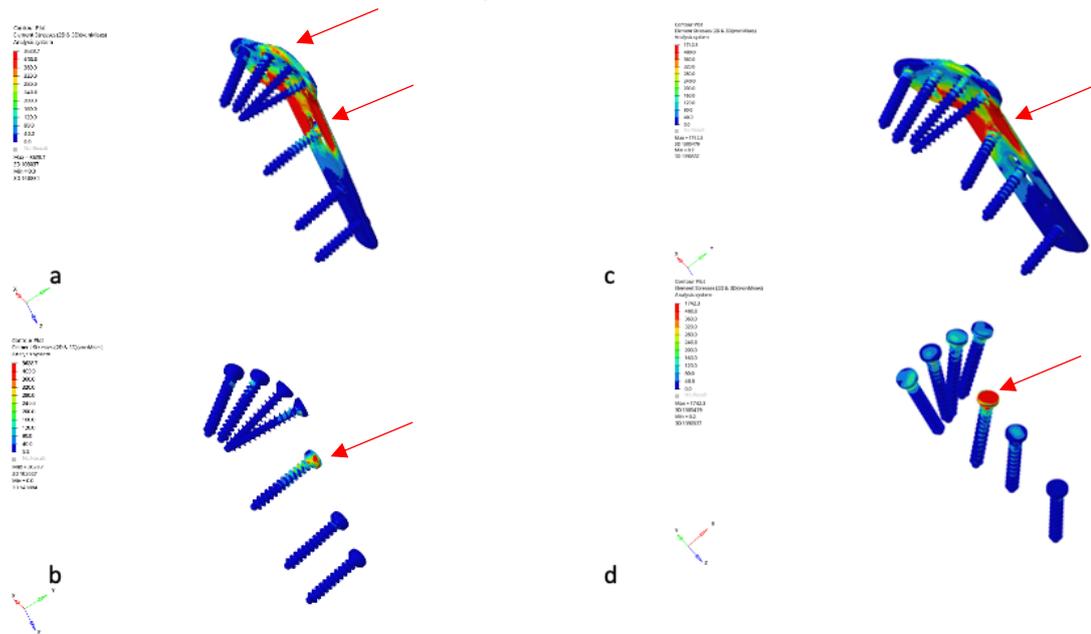


Legenda: a: Matrix™ volar, b: parafusos Matrix™ volar, c: placa Variax2™ volar, d: parafusos Variax2™ volar

↑ : locais de maior tensão de von Mises

Fonte: do autor.

**Figura 57 – Comparação das tensões equivalentes de von Mises para placa e parafusos**



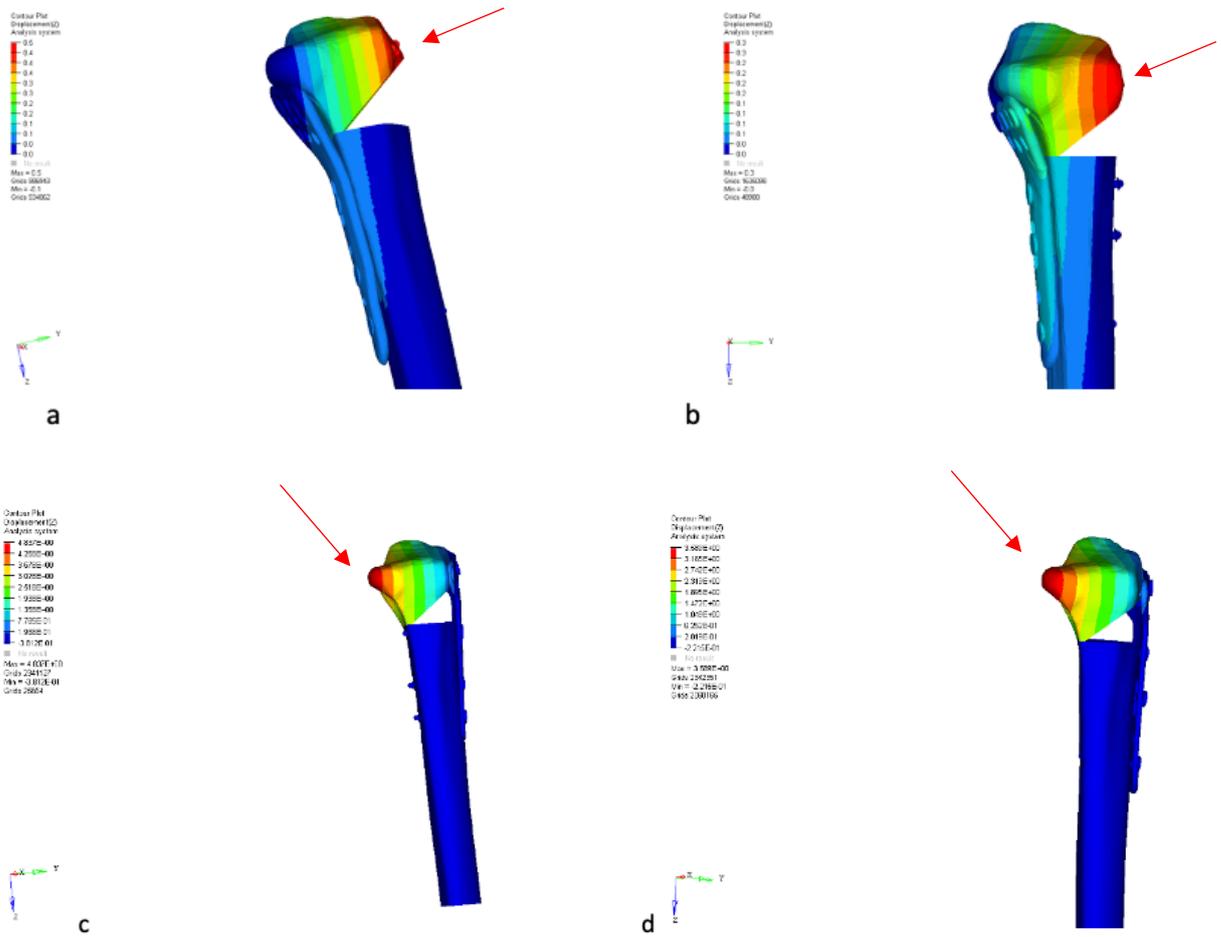
Legenda: a: Matrix™ dorsal, b: parafusos Matrix™ dorsal, c: placa Variax2™ dorsal, d: parafusos Variax2™ dorsal

↑ : locais de maior tensão de von Mises

Fonte: do autor.

Ao avaliar o deslocamento do fragmento distal (Figura 58), nota-se que tanto nas montagens volares quanto dorsais, ocorre maior deslocamento da porção oposta à placa, nas placas dorsais a porção volar do fragmento distal se desloca mais, e nas placas dorsais ocorre maior deslocamento da porção volar do fragmento distal. Não tendo diferença significativa de deslocamento entre todas as montagens quando aplicado a força de compressão de 250 N, mas comparando as montagens dorsais e volares foi observado maior deslocamento nas montagens dorsais.

**Figura 58 – Comparação do deslocamento**



Legenda: a: Matrix™ volar, b: Variax2™ volar, c: Matrix™ dorsal, d: Variax2™ dorsal

↑ : locais de maior deslocamento

Fonte: do autor.

## **5 DISCUSSÃO**

Ao realizar o tratamento de um paciente com uma fratura da extremidade distal do rádio, deve se buscar como objetivo a redução anatômica e realizar uma fixação estável para que seja possível a mobilização de todo o membro superior o mais precoce possível (LIU et al., 2014).

O tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio historicamente foi realizado predominantemente com baixo custo até o início dos anos 2000, os tratamentos eram realizados com imobilizações gessadas ou fixações percutâneas. No início dos anos 2000 foi introduzido no mercado o sistema de fixação com a placa volar bloqueada de rádio distal com muitos bons resultados iniciais, com boa fixação interna e rapidamente atingiu popularidade no tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio (KARANTANA, et al., 2013; ABRAMO et al., 2009; ROZENTAL et al., 2009; KOENIG et al., 2009).

Entre os pacientes idosos, a incidência de fixação interna saltou de 3% em 1997 para 16% em 2005 (CHUNG; SHAUVER; BIRKMEYER, 2009). Outros estudos mostraram aumento de 39% entre os anos de 1999 e 2007 (KOVAL et al., 2008) devido à alta incidência de fraturas da extremidade distal do rádio em pacientes idosos e jovens, com 640.000 casos reportados nos Estados Unidos da América em 2001 (KAZMERS et al., 2018) e o custo de tratamento dessas fraturas, elas têm grande implicação econômica. Estudos mostraram que gastos com tratamento de fraturas da extremidade distal do rádio foram em torno de 170 milhões de dólares americanos no ano de 2007, com um total de 32% desse gasto realizado com fixação interna (SHAUVER et al., 2011). Com um aumento de 4,3% nos gastos com saúde em 2016 nos Estado Unidos da América com um valor bruto de 3,3 trilhões de dólares americanos, é mandatório que há necessidade de buscar medidas para diminuir custos (KAZMERS et al., 2018).

É importante considerar os custos ocultos do tratamento dessas fraturas, como a diminuição de produtividade de uma pessoa com a fratura. Pois esse paciente permanece afastado de atividades por longos períodos quando realizado o tratamento não cirúrgico, devendo retornar ao consultório médico com radiografias uma vez por semana durante 3 semanas após a redução e confecção de gesso e após a retirada da imobilização (LICHTMAN; BINDRA; BOYER, 2010).

As taxas de retorno ao trabalho seguidas de uma fratura da extremidade distal do rádio são altamente variáveis e aqueles que referem altos níveis de dor e de

disfunção são os que estão em maiores riscos de afastamento de trabalho e atividades por um período mais prolongado (MACDERMID; ROTH; MCMURTRY, 2007).

Existe muita discussão atualmente sobre qual melhor método de tratamento para as fraturas da extremidade distal do rádio e mesmo com a grande quantidade de estudos realizado nos últimos anos, não é possível definir qual melhor método de tratamento para as fraturas da extremidade distal do rádio (LEVIN; ROZELL; PULOS, 2017; SCHNEPPENDAHL; WINDOLF, 2012; DIAZ-GARCIA et al., 2011; GEHRMANN; WINDOLF; KAUFMANN, 2008; HANDOLL; HUNTLEY; MADHOK, 2008).

Apesar de em 2009 a AAOS ter apresentado guias com linhas de tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio, ainda há grande variação de método de tratamento dessas fraturas a depender da localização geográfica deste paciente, das condições em que se encontram o paciente e o médico para realizar o tratamento, apresentando assim grande variação do método de tratamento (variando de 4,6% a 42,1% para redução aberta e fixação interna [RAFI]) (CHUNG et al., 2011).

Koval et al. em 2008 encontraram em estudos que médicos ortopedistas que participaram de programas de residência em cirurgia da mão ou especialização em cirurgia da mão foram mais tendenciosos a tratar mais as fraturas da extremidade distal do rádio de maneira cirúrgica com redução aberta e fixação interna do que os ortopedistas que não fizeram treinamento em cirurgia da mão.

O tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio com redução aberta e fixação interna com uso de placa volar bloqueada se tornou o método mais frequente de tratamento cirúrgico dessas fraturas (LI et al., 2019) uma vez que proporciona mobilização precoce pós-operatória e boa possibilidade de consolidação da fratura (LEIXNERING et al., 2020). As tendências atuais de aumento do número de casos tratados com redução aberta e fixação interna com uso da placa volar bloqueada estão relacionadas ao que muitos cirurgiões acreditam que este método de tratamento está associado a menores índices de complicações, melhores resultados de função pós operatória e maior satisfação do paciente do que com tratamento com fixação percutânea com pinos ou com uso de fixador externo, no entanto isso não está sustentado na literatura. Está claro que a redução aberta e fixação interna promove fixação mais estável e facilita ganho de amplitude de movimento precoce, mas isto não está provado. A fratura da extremidade distal do rádio é de alta incidência e muito comum no dia a dia de um ortopedista especialista em cirurgia da mão ou generalista,

e apresenta uma inconsistência grande nas práticas clínicas de tratamento, isso indica a necessidade de melhores entendimentos nos métodos de tratamento, resultados, e necessidade de mais estudos prospectivos e randomizados (MAUCK; SWINGLER, 2018).

A fixação interna tem sido feita com o uso da placa volar bloqueada para a grande maioria dos casos e para a maioria dos padrões de fraturas da extremidade distal do rádio (SANDER et al., 2020) por se acreditar que apresentam menores riscos de ruptura de tendões, que ocorria muito quando eram utilizadas as primeiras placas bloqueadas dorsais de rádio distal. Porém as novas placas dorsais de baixo perfil têm apresentado excelentes resultados em relação às taxas de complicações (ABE et al., 2016; YU et al., 2011; CHOU et al., 2011; LUTSKY et al., 2009; KAMATH; ZURAKOWSKI; DAY, 2006; SIMIC et al., 2006).

Algumas fraturas deveriam ser tratadas por abordagem direta dos fragmentos dorsais por via dorsal, especialmente aquelas em que o fragmento roda 180° e não é possível alcançar a redução do fragmento por via volar (BLYTHE et al., 2006; JAKOB; RIKLI; REGAZZONI, 2000; RING et al., 1997). A abordagem por via dorsal das fraturas da extremidade distal do rádio não deve ser deixada de lado, principalmente naquelas fraturas que precisam de manipulação direta do fragmento dorsal (JAKUBIETZ et al., 2008; TREASE; MCIFF; TOBY, 2005).

Pacientes que foram tratados com abordagem cirúrgica dorsal e fixação com placa dorsal bloqueada do rádio distal apresentaram melhores resultados de força de preensão da mão com 3 e com 6 meses se comparados com pacientes operados com placa volar de rádio distal, os tendões flexores são os agonistas da força de preensão e não são manipulados no acesso dorsal (CHOU et al., 2011).

Fraturas por cisalhamento dorsal são melhores tratadas com placas dorsais de baixo perfil (LUTSKY; BOYER; GOLDFARB, 2013). A fixação com placa dorsal bloqueada pode ser uma boa indicação para alguns casos, como por exemplo em situações de cominuição dorsal excessiva, necessidade de redução articular com visualização direta por via dorsal (KNEŽEVIĆ et al., 2017).

Mesmo as placas volares bloqueadas desenvolvidos mais recentemente, com perfil mais baixo, desenhos mais anatômicos também podem promover complicações pós cirúrgicas como lesões de tendões extensores, que podem ser causadas durante o processo de perfuração do osso na córtex dorsal ou mesmo por parafusos que ultrapassem a córtex dorsal no fragmento distal da fratura, ou quando a placa é

posicionada distal à *watershed line* (linha divisora de águas) (NEDER FILHO, 2017; PAMFILIO de SOUSA, 2015).

No entanto é consenso que fraturas isoladas do estilóide radial ou do fragmento dorsal ulnar isolado não são bem fixados com placas volares bloqueadas de rádio distal e assim, alguns preconizam o uso de placas específicas para o estilóide radial ou dorsal para esses padrões de fraturas (LUTSKY; BOYER; GOLDFARB, 2013; TANG; DING; UZUMCUGIL, 2010; SIMIC et al., 2006). Os riscos de complicações, também, das placas volares bloqueadas, e a dúvida em qual implante escolher em algumas fraturas, que nos motivou a desenvolver este estudo.

Estudos constantes nos ajudam a entender melhor as fraturas da extremidade distal do rádio e aperfeiçoar o tratamento dessas fraturas de maneira cirúrgica ou não cirúrgica. Com alguns estudos chaves como a teoria das colunas de Rikli e Regazzoni (1996), o conceito de fragmentos específicos de Medoff e Kopylov (1998) e o conceito dos quatro cantos de Brinki e Rikli (2016) vem ocorrendo o desenvolvimento de novas técnicas e o aumento da indicação do tratamento cirúrgico. Mesmo os estudos mais recentes não são capazes de evidenciar qual o melhor método de tratamento para essas fraturas, porém, o uso da placa volar bloqueada vem apresentando maior tendência entre os cirurgiões e o desenvolvimento de novos estudos.

Estudo da anatomia da extremidade distal do rádio com uso de tomografia computadorizada de Oura et al., em 2015 e de Im e Lee em 2016 evidenciaram que a superfície volar do rádio distal é côncava no plano axial e externamente rodada em uma orientação de proximal para distal. Essa formação anatômica da extremidade distal do rádio nos mostra que a coluna intermédia está mais proeminente que a coluna radial. E isso que fez com que os fabricantes de placas mudassem o formato das placas volares bloqueadas se para que elas se adaptassem melhor ao desenho do osso com a porção da coluna intermédia posicionada mais distal que a porção da coluna radial (IM; LEE, 2016; OURA et al., 2015).

Em 2017 NEDER FILHO realizou ensaio-piloto com os modelos de ossos sintéticos de primeira geração da marca Sawbones™ e esses modelos não resistiram aos ensaios com cargas fisiológicas e por isso optamos pelo uso dos modelos de rádio da quarta geração da Sawbones™ modelo 3407, que são modelos ósseos sintéticos apropriados para ensaios mecânicos. A densidade da região medular é de 17 pcf, o que equivale ao osso de uma mulher de 60 anos com densidade mineral óssea normal para idade.

Heiner em 2008 demonstrou que as propriedades estruturais dos modelos de quarta geração são correspondentes ao osso humano de cadáver e que, para testes de rigidez, a variabilidade entre os modelos foram inferior a 10% para todos os casos e a variabilidade estabelecida foi inferior a 6%.

Esse modelo ósseo já foi utilizado por outros autores que não encontraram problemas na sua realização (DROBETZ et al., 2013; STANBURY; SALO; ELFAR, 2012; DAHL et al., 2012; SOKOL et al., 2011).

Com a utilização deste modelo ósseo sintético com baixa variabilidade entre os modelos, apropriado para ensaios mecânicos e propriedades semelhantes ao do osso humano, foi possível minimizar as variáveis entre os modelos, sendo possível diminuir o número de montagens ensaiadas, o que facilitou a realização do estudo, uma vez que o custo dos implantes é bastante elevado. Nos testes realizados no laboratório, foi optado por não reutilizar os modelos na avaliação dos diferentes ensaios com o objetivo de que os resultados não interferissem entre as montagens. Por este motivo e devido ao alto custo dos modelos para ensaio, foi optado por realizar no total 20 modelos.

Não existe até o momento um modelo universalmente aceito e validado para o ensaio mecânico da fixação das fraturas da extremidade distal do rádio. Utilizamos neste estudo o modelo descrito por Baumbach et al., (2012) que imita de perto as condições de fratura *in vivo*, o modelo de fratura utilizado foi do tipo AO 2R3A3.

Os modelos que são confeccionados com uma ressecção completa, de forma retangular com uma instabilidade total, sem nenhum contato do fragmento distal com o proximal, no nosso entendimento não simulam uma fratura encontrada com mais frequência na prática clínica diária e não caracterizam o modelo de fratura que desejamos estudar. A cortical anterior é um guia para a redução e na grande maioria das vezes não apresenta perda de substância como a dorsal.

Neste estudo foram utilizadas montagens com 4 parafusos na fileira distal da placa, pois é a fileira que permite que os parafusos exerçam o apoio no osso subcondral, que é a recomendação adequada para a aplicação da placa volar bloqueada (DROBETZ; LISSBERG, 2003; LEUNG et al., 2003), e observando os resultados dos ensaios, esse suporte no osso subcondral exercido dos parafusos da placa volar que oferece resistência contra a força de compressão axial, que tem uma posição diferente na placa dorsal.

O uso de uma fileira de parafusos na extremidade distal da placa volar do rádio distal se mostrou, em testes mecânicos, um sistema de fixação menos resistente que com o uso das duas fileiras de parafusos. No entanto o uso de apenas uma fileira de parafusos na extremidade distal da placa se mostrou resistente o suficiente para promover a manutenção da angulação volar. Enquanto a perda da angulação volar pode implicar na diminuição da amplitude total de movimentos do punho, incongruência da articulação rádio ulnar distal e ruptura de tendões flexores consequente de proeminência da placa na linha divisora de águas (ROZENTAL; BLAZAR, 2006; DROBETZ; LISSBERG, 2003).

Para fraturas simples da extremidade distal do rádio como são as classificadas como AO 2R3A3, não há necessidade de mais que uma fileira de parafusos, a rigidez da fixação com uma fileira é suficiente, mais parafusos podem levar a mais irritação de tendões e possibilidade de complicações articulares (NEUHAUS et al., 2013) não há nenhuma evidência de que uma placa tenha superioridade em relação a outra, mas há evidência de que alguns desenhos de placas podem aumentar o risco de complicações (SOONG et al., 2011) se pensar que 90% das fraturas da extremidade distal do rádio são simples, pode-se economizar muito com desenhos de placas com apenas uma fileira de parafusos e quatro parafusos a menos em um sistema de fixação também pode se economizar muito, além de evitar mais riscos de complicações (NEUHAUS et al., 2013).

Muitas placas volares bloqueadas de rádio distal apresentam bloqueios dos parafusos com ângulo variável que permitem ângulos de inserção de até 35° em todas as direções (DROBETZ et al., 2013) facilitando assim a fixação de fragmento específico dos fragmentos (STANBURY; SALO; ELFAR, 2012) permitindo que com uma mesma seja possível tratar diferentes padrões de fratura.

Neste estudo foram realizadas as fixações dos fragmentos distais com parafusos unicorticais atingindo o comprimento de pelo menos 75%, o que NEDER FILHO (2017) demonstrou ser suficiente para estabilização.

Stanbury em 2012 mostrou que o uso de placa volar bloqueada com ângulo variável com 3 parafusos atravessando a linha de fratura apresentou significativamente a necessidade de valores maiores de carga axial para ocorrer a falha articular (definido como falha maior de 2 mm) do que uma placa volar bloqueada de ângulo fixo em uma simulação de modelo de fratura AO 2R3C3 (STANBURY; SALO; ELFAR, 2012).

Taylor em 2006 comparou a performance de fixação da fratura do estilóide radial com força de compressão axial cíclica e força de flexão dorsal entre as placas bloqueadas de ângulo fixo e as placas de fragmento específico do fragmento do estilóide radial em modelos de fratura AO 2R3C2 e notou que ambas suportariam de maneira adequada as cargas distribuídas na extremidade distal do rádio durante os movimentos realizados no processo de reabilitação precoce pós operatória dessas fraturas.

Neste trabalho comparativo de placa volar bloqueada de ângulo variável e da placa para fragmento específico de fratura solitária do estiloide radial, mostra que ambas as construções apresentam fixação adequada resistindo a cargas de compressão axial que são encontradas em procedimentos de reabilitação pós operatória precoce (MARTIN et al., 2019).

Estudo com modelos de fraturas com cominuição dorsal mostraram desvios principais variando entre 0,39 a 0,44 mm após a fixação, dependendo do modelo de placa volar bloqueada e número de parafusos utilizados, evidenciando a ocorrência de micro movimentos após uma fratura fixada com placas volares (CROSBY et al., 2013).

É conhecido que micro movimentos são necessários para a estimulação da resposta de consolidação da fratura (VICENTI et al., 2014). Porém, a quantidade de micro movimentos ainda não é conhecido, um estudo recente *in vivo* de micro movimentos nas fraturas da extremidade distal do rádio mostrou que as placas volares convencionais nas fraturas da extremidade distal do rádio evoluíram para consolidação sem nenhuma intercorrência, permitindo 0,3 mm de micro movimento axial (DOWNING et al., 2008).

No presente estudo foi realizado o ensaio com carregamento cíclico, pois, aplicação da carga cíclica axial teoricamente afeta o implante e o osso para verificar se o efeito da ciclagem pode afetar na perda da rigidez do sistema de fixação (CROSBY et al., 2013). Neste estudo foi mostrado que não houve diferenças significativas nos desvios e na rigidez entre os ciclos de número 99 e 999 em nenhuma das construções dos sistemas de fixação, assim como mostrou Martin et al. em seu estudo, evidenciando que a ciclagem do sistema de fixação não foi um fator importante nas condições de teste com carga axial (MARTIN et al., 2019).

Essa carga foi escolhida baseada em achados de forças de compressão que atuam no punho com movimentos leves do punho e da mão como deve se esperar

em protocolos de reabilitação pós operatória que variam de 90 N a 250 N (AN et al., 1985; PUTNAM et al., 2000). A quantidade de 1000 ciclos utilizada foi para simular o número de movimentos que o punho faz no período de 6 semanas após o procedimento cirúrgico de fixação da fratura, este período em que não ocorreu nenhuma consolidação e o sistema de fixação atua isoladamente para suportar a estabilidade da fratura (PUTNAM et al., 2010; RIKLI et al., 2007) após esse período de 6 semanas já começam a dividir a força o sistema de fixação e a formação do calo ósseo. Alguns trabalhos prévios demonstraram que as alterações atribuídas ao ensaio cíclico ocorrem até o ciclo de número 500 (GONDUSKY et al., 2012; WENINGER et al., 2009). Assim o número de 1.000 ciclos já foi estabelecido por estudos prévios como a quantidade necessária para o ensaio cíclico simulando movimentos do punho antes da consolidação (WALL et al., 2012).

Alguns estudos já mostraram discreta vantagem da fixação volar em relação à fixação dorsal. McCall em 2007 em estudo comparando duas placas volares bloqueadas com uma placa dorsal bloqueada evidenciou pouca diferença de estabilidade e rigidez, mas com discreta vantagem para fixação volar em relação a fixação dorsal que não deve implicar em significância clínica (MCCALL et al., 2007).

As fraturas tratadas com placa volar bloqueada não apresentaram diferenças significativas em parâmetros radiográficos de inclinação radial, angulação volar e variância ulnar após 6 meses de cirurgia (SOUER et al., 2011; SOUER et al., 2009) e normalmente está com a fratura consolidada após 7 a 11 semanas (PHADNIS et al., 2012). Osteossíntese de uma fratura instável da extremidade distal do rádio com uma placa volar bloqueada proporciona uma fixação adequada e permite apenas desvios mínimos secundários sem significado no resultado final da consolidação da fratura (MOSS et al., 2011; ROZENTAL; TARALLO et al., 2011; SOUER et al., 2010; SOBKY et al., 2007; BLAZAR, 2006).

A validade de um estudo biomecânico depende da configuração do teste utilizado. Foi realizada revisão bibliográfica extensa e aplicado neste estudo a melhor evidência encontrada.

Os ensaios deste estudo foram realizados de maneira que cada modelo foi submetido apenas uma vez a um tipo de teste. Como a compressão axial é o principal tipo de força recebida pelo rádio distal durante as atividades, foi a força que utilizamos nos ensaios. A realização de diferentes tipos de ensaios em um mesmo modelo pode acarretar alteração durante a realização dos ensaios subsequentes, pois quando se

aplicou a mesma força, ou seja, o mesmo carregamento uma segunda vez, após o carregamento cíclico, o comportamento foi diferente. Sendo assim, não se recomenda realizar mais de uma vez um mesmo teste em um modelo para aumentar o número de ensaios.

Analisando os resultados deste estudo, constatados nas tabelas 4, 5, 6, 7 e 8 que comparam os resultados de rigidez e o deslocamento dos modelos no primeiro ensaio estático e no segundo ensaio estático após carregamento cíclico e na falência, que entre o primeiro ensaio estático e no segundo ensaio estático não há diferença significativa entre as montagens dorsais e volares.

O carregamento cíclico, realizado entre o primeiro e o segundo ensaio estático para reproduzir as cargas aplicadas no rádio durante o período de consolidação da fratura, fez com que os modelos se comportassem de forma semelhante no segundo ensaio estático. A rigidez foi maior no primeiro ensaio estático em relação ao segundo ensaio estático apenas no grupo Variax2™ volar, sendo que o deslocamento não apresentou diferença estatística e os outros grupos não apresentou diferença estatística para nenhuma das duas análises comparando antes e depois do carregamento cíclico, isso nos mostra que não apresenta significado clínico a movimentação no período pós operatório de reabilitação até completar as seis semanas pós cirurgia, isso mostra que as montagens fora, suficientes resistentes para suportar os carregamentos fisiológicos pelo período até que a ação biológica do osso começa a agir. Nos ensaios de compressão utilizando alta velocidade de aplicação de carga simulou uma queda logo após a fixação da fratura, os modelos apresentaram fechamento da cunha, inclinação das placas e quebra de parte do fragmento distal, no grupo Matrix™ volar e Variax2™ volar, mesmo após a falha o fragmento distal de manteve fixado à placa e alinhado, nos grupos Matrix™ dorsal e Variax2™ dorsal, após a falha o fragmento distal ficou flexionado e com a córtex anterior deslizada para volar, mas com fragmento distal fixado à placa. Nesses ensaios até a falência, o resultado da força máxima foi observado nas placas volares foi maior quando comparadas às placas dorsais, com valores acima dos 2000 N, porém, com cargas aplicadas que não são normalmente aplicadas ao punho no período pós operatório, mostrando que tanto a montagem dorsal quanto a montagem volar apresentam resistência suficiente para iniciar movimentos precoce no período pós operatório.

Estudos recentes mostraram que desvios com falha de 3 mm das fraturas dorsais em radiografias pós-operatórias não apresentaram acometimento clínico em

26 pacientes com fraturas de fragmento dorsal operados utilizando a fixação dos fragmentos com placa volar bloqueada (KIM; YUN; KIM, 2016).

Alguns estudos prévios mostraram que o sistema de fixação com placas dorsais e volares bloqueadas oferecem a mesma estabilidade no tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal (MAGHAMI et al. 2021). Apesar de que neste estudo foi observado que a força máxima necessária para levar o sistema de fixação à falência foi maior nos modelos com fixação com placa volar bloqueada, nos dois modelos de placas. Já o deslocamento nos ensaios pré e pós-ciclagem foi maior nos modelos de fixação via dorsal.

Analisando a rigidez nos modelos nos ensaios estáticos antes e depois do carregamento cíclico não tivemos diferenças significativas para o deslocamento em nenhum dos modelos. Quando comparado o deslocamento no primeiro ensaio estático e depois no segundo ensaio estático, o valor foi estatisticamente semelhante em todos os quatro grupos. Quando foi avaliada a rigidez nos mesmos momentos, o resultado maior na pré-ciclagem em comparação com a pós ciclagem, apenas no grupo Variax2™ volar, nos outros três grupos não houve diferença estatística entre o ensaio estático pré e pós-ciclagem.

O carregamento cíclico aplicado aos modelos entre o primeiro ensaio estático e o segundo ensaio estático, que reproduz as forças aplicadas no rádio durante o período de consolidação de uma fratura da extremidade distal do rádio, não levou a uma mudança de comportamento significativamente considerável nos modelos, e o fato de a rigidez ter sido maior no primeiro ensaio estático do que no segundo ensaio estático nos faz entender que podemos extrapolar esses resultados para a prática clínica de que a reabilitação precoce não interfere na estabilidade do sistema de fixação.

Inicialmente, as placas dorsais foram introduzidas para o tratamento das fraturas com desvio dorsal para dar suporte ao local fraturado, pois, mecanicamente um suporte dorsal para a fratura com desvio dorsal apresentaria melhor suporte suprimindo a falha óssea dorsal enquanto o suporte volar seria mantido pelo contato da córtex volar, com a ideia de que teriam duas colunas de suporte enquanto uma fixação volar para uma falha dorsal, seria apenas um coluna de sustentação (MAGHAMI et al., 2021). O que se observa nos ensaios deste trabalho, analisando os vídeos em câmera lenta é que ocorre um movimento de cisalhamento nos modelos fixados com placas dorsais, a córtex anterior do fragmento distal desliza para anterior, perdendo

contato com a córtex anterior do fragmento proximal e assim perdendo o suporte do osso cortical volar, enquanto nos modelos com fixação volar, a placa bloqueada atua também como uma placa anti cisalhamento, mantendo a córtex anterior do fragmento distal em contato com a do fragmento proximal aumentando a rigidez do sistema de fixação com o auxílio da córtex volar e com o posicionamento dos parafusos da fileira distal suportando o osso subcondral da superfície articular da extremidade distal do rádio.

Analisando os resultados dos ensaios estáticos pré e pós-ciclagem e de compressão até falência e comparando com os da literatura de outros estudos, foram encontrados resultados semelhantes, porém, não foi possível realizar a comparação destes resultados com os de outros trabalhos publicados devido a diferença dos modelos e metodologia utilizados neste trabalho e os da literatura. Essas diferenças alteram o comportamento mecânico e dificultam a comparação dos resultados.

Muitos estudos têm demonstrado bons resultados com a fixação interna com placa volar bloqueada, apesar de que estudos prospectivos randomizados controlados são limitados em quantidades e desenhos de estudos (FOK et al., 2013; ORBAY; FERNANDEZ, 2004; ORBAY, 2000).

A padronização para a realização deste estudo foi importante para diminuir alguns fatores que poderiam aumentar os vieses dos resultados obtidos. A utilização de guias de corte baseados em imagens de tomografias de tomografia foi importante para padronizar os cortes dos modelos ósseos e esses guias podem ser extrapolados para utilização na prática clínica com a confecção de guias de corte no tratamento de fraturas que evoluírem com consolidação viciosa ou outras deformidades ósseas que podem ser programadas previamente, o que pode diminuir sangramento no trans operatório e diminuir tempo cirúrgico.

Ainda discutindo sobre a padronização utilizada neste estudo, a confecção de guias de perfuração foi importante para manter o posicionamento de todos os implantes padronizados para não ter o posicionamento das placas e parafusos como sendo um viés. Também pensando na prática clínica um guia sob medida confeccionado com auxílio de imagem de tomografia, modelagem 3D e prototipagem rápida com a impressão 3D, o guia pode ser utilizado em um planejamento cirúrgico com a modelagem 3D e durante a cirurgia isso pode significar menor tempo de permanência do paciente em sala operatória e também em menor sangramento e maior proximidade do resultado final com o planejamento pré-operatório. Como pode-

se observar nas Figuras 21 e 22, onde todos os furos do osso ficaram com o mesmo padrão e assim todas as placas no mesmo posicionamento e todos os parafusos no mesmo posicionamento entre todos os modelos.

A prototipagem rápida com o uso da impressão 3D é uma realidade na medicina e principalmente na ortopedia e traumatologia. O médico está acostumado a trabalhar com imagens em duas dimensões, radiografias e mesmo as tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas quando vistas na tela do computador ou em papel. Com o surgimento da prototipagem rápida em impressora 3D, hoje é possível que o médico tenha em suas mãos, para analisar e planejar uma abordagem cirúrgica, um objeto em três dimensões (TACK et al., 2016). Atualmente a aplicação mais comum da impressão 3D na medicina é o uso de guias cirúrgicos, que ajudam no planejamento da cirurgia e também na execução conforme foi planejado (SCHWARZKOPF et al., 2015; GIL et al., 2015; KUNZ et al., 2010; LU et al., 2009; LU; XU; ZHANG, 2009).

O uso da tecnologia da impressão 3D no campo ortopédico tem crescido consideravelmente, com muitas vantagens, como para personalização de produtos e manufatura rápida (CHEN et al., 2020).

Estudos mostram a diminuição do tempo de permanência do paciente na sala de cirurgia com o uso de guias personalizados e produzidos com prototipagem rápida utilizando a impressão 3D (GIL et al., 2015; HANASONO; SKORACKI, 2012). Essa diminuição de tempo de cirurgia tem sido o principal argumento para o uso da impressão 3D na medicina, com o aprimoramento do planejamento com os protótipos 3D e com o uso de guias para uso no momento da cirurgia, isso tem mostrado agilidade na cirurgia (TACK et al., 2016).

Estudos mostram que com o planejamento e com a visualização em protótipo 3D do procedimento que será realizado e a possibilidade de treinar antes de executar no paciente, isso faz com que o tempo de cirurgia seja reduzido, o final do procedimento tenha melhor resultado, menor exposição à radiação pela diminuição do uso de fluoroscopia (TACK et al., 2016).

Estudos recentes mostraram que desvios com falha de 3 mm das fraturas dorsais em radiografias pós-operatórias não apresentaram acometimento clínico em 26 pacientes com fraturas de fragmento dorsal operados utilizando a fixação dos fragmentos com placa volar bloqueada (KIM; YUN; KIM, 2016).

Alguns estudos prévios mostraram que o sistema de fixação com placas dorsais e volares bloqueadas oferecem a mesma estabilidade no tratamento das fraturas da extremidade distal do rádio com cominuição dorsal (MAGHAMI et al., 2021). Apesar de que neste estudo foi observado que a força máxima necessária para levar o sistema de fixação à falência foi maior nos modelos com fixação com placa volar bloqueada, nos dois modelos de placas. Já o deslocamento nos ensaios pré e pós-ciclagem foi maior nos modelos de fixação via dorsal.

Analisando a rigidez nos modelos nos ensaios estáticos antes e depois do carregamento cíclico não tivemos diferenças significativas para o deslocamento em nenhum dos modelos. Quando comparado o deslocamento no primeiro ensaio estático e depois no segundo ensaio estático, o valor foi estatisticamente semelhante em todos os quatro grupos. Quando foi avaliada a rigidez nos mesmos momentos, o resultado maior na pré-ciclagem em comparação com a pós ciclagem, apenas no grupo Variax2<sup>TM</sup> volar, nos outros três grupos não houve diferença estatística entre o ensaio estático pré e pós-ciclagem.

O carregamento cíclico aplicado aos modelos entre o primeiro ensaio estático e o segundo ensaio estático, que reproduz as forças aplicadas no rádio durante o período de consolidação de uma fratura da extremidade distal do rádio, não levou a uma mudança de comportamento significativamente considerável nos modelos, e o fato de a rigidez ter sido maior no primeiro ensaio estático do que no segundo ensaio estático nos faz entender que podemos extrapolar esses resultados para a prática clínica de que a reabilitação precoce não interfere na estabilidade do sistema de fixação.

Quando comparamos nossos resultados dos ensaios mecânicos com as simulações pelo método dos elementos finitos, após a validação dos modelos que neste estudo foi verificado com os deslocamentos dos ensaios mecânicos e do MEF com variação menor de 15%, tivemos que os deslocamentos máximos observados nos eixos de aplicação da força foram proporcionais nos modelos com placas dorsais e volares.

A análise pelo método dos elementos finitos, com a aplicação da força de compressão axial nos 4 modelos, no campo das tensões geradas no osso nos mostrou que as fixações com placas volares apresentaram pouca tensão nos dois modelos de placa, enquanto nas fixações com placas dorsais apresentou maior tensão máxima e mínima em todas as áreas de contato da placa com o osso distal e com o osso

diafisário, mostrando que tanto o osso quanto o implante são mais exigidos, pois, no sistema de fixação com placa dorsal, toda a força aplicada na superfície articular é transferida à diáfise pelo implante, enquanto no sistema de fixação com placa volar a córtex volar apoiada na placa volar distribui a transferência de força.

A tensão máxima e mínima observada no fragmento distal mostra que todos os 4 parafusos distais apresentam a mesma distribuição de tensão no osso, principalmente na córtex junto à placa, córtex volar para as placas volares e córtex dorsal para as placas dorsais. Para o fragmento diafisário, o orifício no osso que apresenta maior tensão máxima e mínima é o parafuso 5 (mais distal do fragmento diafisário) mostrando que a maior parte da força transferida pela placa já é transferida ao osso diafisário já neste primeiro parafuso.

Quando foram analisadas as tensões equivalentes de von Mises geradas nos implantes, pode-se notar que todas as placas apresentam maior tensão na região da falha óssea e os todos parafusos apresentaram maior tensão na cabeça e próximo à cabeça dos parafusos. A placa que apresentou menor tensão foi a placa volar Variax2™ mas com pouca diferença para a placa volar Matrix™. As duas placas dorsais apresentaram tensões equivalentes de von Mises semelhantes, mas maiores que as placas volares, mostrando que essas placas são mais exigidas mecanicamente que as placas volares. Ao analisar a tensão equivalente de von Mises nos parafusos, pode-se notar que o parafuso mais exigido é o de número 5, o parafuso mais distal da diáfise, em todos os modelos, mas no modelo Variax2™ dorsal foi o que apresentou maior tensão de todos os parafusos. Pode-se notar também, que os parafusos apresentam maior tensão próximo à suas cabeças, tendo pouca distribuição de tensão no restante do parafuso. Os parafusos que apresentaram menor tensão gerada foram os da placa volar Variax2™.

Ao analisar o deslocamento pelo método dos elementos finitos, nota-se que em todas as montagens o deslocamento foi semelhante, mas sempre o maior deslocamento do fragmento distal ocorre na região mais distante da placa, a região dorsal do fragmento distal nas fraturas fixadas com placa volar bloqueada deslocam mais do que nas fraturas fixadas com placa dorsal bloqueada, e a região volar do fragmento distal das fraturas fixadas com placa dorsal bloqueada deslocam mais do que nas fraturas fixadas com placa volar bloqueada.

A análise pelo MEF nos mostrou ser útil na avaliação dos sistemas de fixação pois é possível avaliar todo o sistema com cargas fisiológicas sem que ocorra a falha

do sistema. Com o MEF pode-se observar onde poderá ocorrer a falha do implante, onde tem maior possibilidade de ocorrer soltura de um parafuso. É possível com o MEF analisar o implante isoladamente e verificar os pontos de maior tensão com cargas fisiológicas. Após a validação do método pode-se também realizar pequenas mudanças nos sistemas de fixação sem a necessidade de ensaios mecânicos com novos modelos com novas placas e novos ossos sintéticos, diminuindo custos.

Com este estudo pode-se avaliar com qual posicionamento dos implantes conseguir maior estabilidade do sistema de fixação das fraturas e avaliar o estresse mecânico observado no osso e pelas estruturas dos implantes em cada uma das montagens dorsal ou volar dos sistemas de fixação.

Comparando os resultados deste estudo com outros estudos biomecânicos prévios semelhantes, notamos que tanto a placa dorsal bloqueada quanto a placa volar bloqueada apresentam estabilidade suficiente para sustentar a fixação de uma fratura instável da extremidade distal do rádio, mas a placa volar bloqueada apresenta maior resistência à força de compressão axial e menor probabilidade de quebra dos implantes do que a placa dorsal bloqueada. Assim, este e os estudos prévios mostram que a resistência oferecida pelas fixações com implantes bloqueados volares ou dorsais são suficientes para estabilização das fraturas, sendo assim, devemos utilizar o implante que melhor atenda a fratura em tratamento (RAUSCH et al., 2013). Com os resultados deste estudo foi observado que apesar de ambos os posicionamentos das placas (volar e dorsal) apresentarem resistência suficiente para sustentação da fratura, as placas volares são as que apresentam maior resistência de fixação se comparadas às placas dorsais, não confirmando a hipótese deste estudo. O carregamento cíclico se mostrou capaz de afetar o comportamento mecânico dos modelos das fixações das fraturas com as placas dorsais e volares, alterando o resultado de rigidez e deslocamento de todos os modelos quando comparados pré e pós-ciclagem.

## **6 CONCLUSÕES**

A rigidez foi maior antes da ciclagem do que após a ciclagem apenas para a montagem volar da Variax2™, enquanto todas as outras variáveis comparadas entre o primeiro e segundo ensaios estáticos não houve diferença, concluímos que todas as montagens suportam de maneira adequada cargas fisiológicas de reabilitação precoce no período pós operatório de fixação das fraturas instáveis da extremidade distal do rádio.

Na falência, a força máxima foi estatisticamente considerável nos sistemas de fixação com placa volar bloqueada do que com placa dorsal bloqueada, concluindo que apesar de ambas as montagens apresentarem resistência suficiente para fixação das fraturas, um paciente que venha a sofrer alguma intercorrência durante as 6 primeiras semanas de pós operatório estará mais seguro se for realizado fixação com placa volar bloqueada.

A análise pelo método dos elementos finitos nos mostrou que ambas as montagens são suficientes para fixação das fraturas da extremidade distal do rádio, mas que as placas dorsais são submetidas a maior estresse mecânico do que as placas volares.

Concluímos que a placa dorsal bloqueada não deve ter seu uso evitado, pois apresenta boa resistência de fixação e riscos semelhantes à placa volar bloqueada. Mas que deve ser utilizada nos casos de fraturas com indicação para uso desta placa, fraturas com necessidade de acesso dorsal para fixação.

## **6.1 Subprodutos da tese e recomendações**

Para o desenvolvimento do estudo foi necessário o desenvolvimento de guias de corte e guias de perfuração para posicionamento dos implantes de maneira padronizada que podem ser utilizados em novos estudos ou aprimorados para uso em procedimentos cirúrgicos.

A prototipagem rápida que foi utilizada neste estudo para impressão dos guias pode ser utilizada em novos trabalhos para confecção de novos guias ou para aplicação clínica.

## **7 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS**

Como sugestão para outros estudos temos:

- O estudo comparando outras placas volares e dorsais com os mesmos métodos realizados nesta Tese.
- Com os mesmos implantes podemos avaliar modelos ósseos com fraturas articulares que são fraturas existentes na prática clínica.
- Pode-se utilizar o MEF para estudar diferentes configurações de parafusos nas placas de rádio distal.

**REFERÊNCIAS**

## REFERÊNCIAS

ABE, Y.; TOKUNAGA, S. MORIYA, T. Management of intra-articular distal radius fractures: Volar or dorsal locking plate – which has fewer complications? *Hand*, p. 1-7, 2016.

ABRAMO, A.; KOPYLOV, P.; GEIJER, M.; TÄGIL, M. Open reduction and internal fixation compared to closed reduction and external fixation in distal radial fractures. *Acta Orthop*, v. 80, n. 4, p. 478-485, 2009.

ADAMS, B. D. Effects of radial deformity on distal radioulnar joint mechanics. *J Hand Surg Am*, v. 18A, p. 492-498, 1993.

ADAMS, B.; LAWLER, E. Chronic instability of the distal radioulnar joint. *V. 15*, n. 9, p. 571-575. 2007.

ALLURI, R. K.; HILL, J. R.; GHIASSI, A. Distal radius fractures: approaches, indications and techniques. *J Hand Surg Am*, v. 41, n. 8, p. 845-854, 2016.

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS. AAOS. Appropriate use criteria for treatment of distal radius fractures. Adapted by the American Academy of Orthopaedic Surgeons Board of Directors. Mar. 2013.

AN, K. N.; CHAO, E. Y.; COONEY, W. P.; LINSCHIED, R. L. Forces in the normal and abnormal hand. *J Orthop Res*, v. 3, p. 202-211, 1985.

ANDERSEN, D. J.; BLAIR, W. F.; STEYERS, C. M.; ADAMS, B. D.; EJ-KHOURI, G. Y.; BRANDSER, E. A. Classification of distal radius fractures: An analysis of interobserver reliability and intraobserver reproducibility. *J Hand Surg Am*, v. 21, p.574-582, 1996.

ARORA, S.; GROVER, S. B.; BATRA, S.; SHARMA, V. K. Comparative evaluation of postreduction intra-articular distal radial fractures by radiographs and multidetector computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, v. 92, p. 2523-2532, 2010.

BALES, J. G.; STERN, P. J. Treatment strategies of distal radius fractures. *Hand Clin*, v. 28, n. 2, p. 177-184, 2012.

BARTON, T.; CHAMBERS, C.; LANE, E.; BANNISTER, G. Do kirschner wires maintain reduction of displaced Colles' fractures? *Injury*, v. 36, p. 1431-1434, 2005.

BAUMBACH, S. F. et al. Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures. *BMC Musculoskeletal Disord*. v. 13, n. 1, p. 252, 2012.

BINDRA, R. R. Biomechanics and biology of external fixation of distal radius fractures. *Hand Clin*, v. 21, p. 363-373, 2005.

BLYTHE, M.; STOFFEL, K. JARRETT, P. KUSTER, M. Volar versus dorsal locking plates with and without radial styloid locking plates for the fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study in cadavers. *J Hand Surg Am*, v. 31A, p. 1587-1593, 2006.

BONG, M. R.; EGOL, K. A.; LEIBMAN, M.; KOVAL, K. J. A comparison of immediate post reduction splinting constructs for controlling initial displacement of fractures of the distal radius: a prospective randomized study of long-arm versus short-arm splinting. *J Hand Surg Am*, v. 31, p. 766-770, 2006.

BOYDSTUN, S.; NASH, L.; RAYAN, G. M. Distal radius fracture fixation devices and their radiographs. *J Hand Surg Asian Pac Vol*, v. 24, n. 4, p. 412-420, 2019.

BRANCHEAU, J. E. Practical aspects of finite element simulation: A study guide. 5. Ed. Altair University, 2019. 578 p. E-book. Available: [http:// altairuniversity.com/free-ebook-practical-aspects-of-finite-element-simulation-a-study-guide/](http://altairuniversity.com/free-ebook-practical-aspects-of-finite-element-simulation-a-study-guide/). Acesso em 29 nov. 2021.

BRINK, P. R.; RIKLI, D. A. Four-corner concept CT. Based assessment of fracture patterns in distal radius. *J Wrist Surg*, v. 5, n. 2, p. 147-151, 2016.

BURGE, R.; HUGHES, B. D.; SOLOMON, D. H.; WONG, J.B.; KING, A.; TOSTESON, A. Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025. *J Bone Miner Res*, v. 22, n. 3, p.465-475, 2007.

BURGHARDT, A. J.; KAZAZIA, G. J.; RAMACHANDRAN, S.;LINK, T. M.; MAJUMDAR, S. Age and gender related differences in the geometric properties and biomechanical significance of intracortical porosity in the distal radius and tibia. *J Bone Min Res*, v. 25, n. 5, p.983-993, 2010.

BURKHART, T. A.; QUENNEVILLE, C. E.; DUNNING, C. E.; ANDREWS, D. M. Development and validation of distal radius finite element model to simulate impact loading indicative of a forward fall. *Proc Inst Mech Eng H*, v. 228, n. 3, p. 258-271, 2014.

CHEN, Y.; LIN, H.; YU, Q.; ZHANG, X.; WANG, D.; SHI, L.; HUANG, W.; ZHONG, S. Application of 3D-printed orthopaedic cast for the treatment of forearm fractures: finite element analysis and comparative clinical assessment. *Biomed Res Int*, v. 25, 9596530, 2020.

CHOU, Y. C.; CHEN, A. C. Y.; CHEN, C. Y.; HSU, Y. H.; WU, C. C. Dorsal and volar 2.4 mm titanium locking plate fixation for AO type C3 dorsally comminuted distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 36A, p. 974-981, 2011.

CHUNG, K. C.; SHAUVER, M. J.; BIRKMEYER, J. D. Trends in the United States in the treatment of distal radius fractures in the elderly. *J Bone and Joint Surg*, v. 91, p. 1868-1873, 2009.

CHUNG, K. C.; SHAUVER, M. J.; Y, H.; KIM, H. M.; BASER, O. BIRKMEYER, J. D. Variations in the use of internal fixation for distal radial fracture in the United States medicare population. *J Bone Joint Surg*, v. 93, p. 2154-2162, 2011.

CHUNG, K. C.; SPILSON, S. V.; ARBOR, A. The fracture and epidemiology of hand and forearm fractures in the United States. *J Hand Surg Am*, v. 26A, p. 908-915, 2001.

CLANCEY, G. J.; Percutaneous kirschner-wire fixation of Colles' fracture. A prospective study of thirty cases. *J Bone Joint Surg Am*, v. 66, n. 7, p. 1008-1014, 1984.

COLE, R. J.; BINDRA, R. R.; EVANOFF, B. A.; GILULA, L. A.; YAMAGUCHI, K.; GELBERMAN, R. H. Radiographic evaluation of osseous displacement following intra-articular fractures of the distal radius: Reliability of plain radiography versus computed tomography. *J Hand Surg Am*, v. 22, p. 792-800, 1997.

COLLES, A. On the fracture of the carpal extremity of the radius. *Injury*, v. 2, n. 1, p. 48-50, 1970.

CRIJNS, T. J.; VAN DER GRONDE, B. A. T. D.; RING, D.; LEUNG, N. Complex regional pain syndrome after distal radius fracture is uncommon and is often associated with fibromyalgia. *Clin Orthop Relat Res*. V. 476, n. 4, p. 744-750, 2018.

CROSBY, S. N.; FLETCHER, N. D.; YAP, E. R.; LEE, D. H. The mechanical stability of extra-articular distal radius fractures with respect to the number of screws securing the distal fragment. *J Hand Surg Am*, v. 38A, p. 1097-1105, 2013.

DAHL, W. J. et al. Biomechanical properties of fixed angle volar distal radius plates under dynamic loading. *J Hand Surg Am*, v. 37, p. 1381-1387, 2012.

DE SMET, A.; LAMOUILLE, J.; VOSTREL, P. LORET, M.; HOFFMEYER, P.; BEAULIEU, J. Y. Dorsal approach and internal fixation of impacted intra-articular distal radius fractures with 2.4 mm locking plates. *Hand Surg Rehab*, v. 31, p. 1-7, 2016.

DIAZ-GARCIA, R. J. et al. A systematic review of outcomes and complications of treating unstable distal radius fractures in the elderly. *J Hand Surg*, v. 36, p. 824-835, 2011.

DOWNING, M. R.; ASHCROFT, P. B.; JOHNSTONE, A. J.; BACH, O.; MACKENZIE, S.; ASHCROFT, P. Assessment of inducible fracture micromotion in distal radial fractures using radiostereometry. *J Orthop Trauma*, v. 22, p. S96-S105, 2008.

DROBETZ, H.; WENINGER, P.; GRANT, C.; HEAL, C.; MULLER, R.; SCHUETZ, M.; PHAM, M.; STECK, R. More is not necessarily better. A biomechanical study on distal screw numbers in volar locking distal radius plates. *Injury*, v. 44, p. 535-539, 2013.

DROBETZ, H.; LISSBERG, E. K. Osteosynthesis of distal radial fractures with a volar locking screw plate system. *Intl Orthopaedics*, v. 27, p. 1-6, 2003.

ECHEVARRIA, E. A. B. Análise biomecânica por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – USP, Ribeirão Preto, 2013.

EKENSTAM, F.; HAGERT, C. G. Anatomical studies on the geometry and stability of the distal radio ulnar joint. *Scand J Plast Reconstr Surg*, v. 19, p. 17-25, 1985.

FAN, Y. L.; XU, H. Y.; XIA, M. Y.; ZHANG, W.; WEN, H. L.; GAO, L. B.; PEI, Y. H. Biomechanical evaluation of axial-loading simulated experiment in wrist fractures: a finite element analysis. *J Int Med Res*, v. 48, n. 10, p. 1-9, 2020.

FERNANDEZ, D. L.; GEISSLER, W. B. Treatment of displaced articular fractures of the radius. *J Hand Surg Am*, v. 16, n. 3, p. 375-384, 1991.

FIGL, M.; WENINGER, P.; LISKA, M.; HOFBAUER, M.; LEIXNERING, M. Volar fixed-angle plate osteosynthesis of unstable distal radius fractures: 12 months results. *Arch Orthop Trauma Surg*, v. 129, p. 661-669, 2009.

FOK, M. W. M.; KLAUSMEYER, M. A.; FERNANDEZ, D. L.; ORBAY, J. L.; BERGADA, A. L. Volar plate fixation of intra-articular distal radius fractures: a retrospective study. *J Wrist Surg*, v. 2, p. 247-254, 2013.

FRYKMAN, G. Fractures of the distal radius including sequelae – shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. *Acta Orthop scand suppl*, 1967.

FUJITANI, R.; OMOKAWA, S.; AKAHANE, M.; IIDA, A.; ONO, H.; TANAKA, Y. Predictors of distal radioulnar joint instability in distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 36A, p. 1919-1925, 2011.

GAMBA, C.; FERNANDEZ, F. A. M.; LLAVALL, M. C.; DIEZ, X. L.; PEREZ, F. S. Which immobilization is better for distal radius fracture? A prospective randomized trial. *Int Orthop*, v. 41, n. 9, p. 1723-1727, 2017.

GARTLAND, J. J.; WERLEY, C. W. Evaluation of healed colles' fractures. *J Bone Joint Surg Am*, v. 33, n. 4, p. 895-907, 1951.

GEISSLER, W. B.; FREELAND, A.E.; SAVOIE, F. H.; MCINTYRE, L. W.; WHIPPLE, T. L. Intracarpal soft-tissue lesions associated with an intra-articular fracture of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am*, v. 78, p. 357-365, 1996.

GIL, R. S.; ROIG, A. M.; OBISPO, C. A.; MORLA, A.; PAGÈS, C. M.; PEREZ, J. L. Surgical planning and microvascular reconstruction of the mandible with a fibular flap using computer-aided design, rapid prototype modelling, and precontoured titanium reconstruction plates: a prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg*, v. 53, n. 1, p. 49-53, 2015.

GINESTRA, P. S.; CERETTI, E.; FIORENTINO, A. Potential of modeling and simulations of bioengineered devices: endoprotheses, prostheses and orthoses. *Proc Inst Mech Eng H*, v. 230, n. 7, p. 607-638, 2016.

GLICKEL, S. Z.; CATALANO, L. W.; RAI, F. J. BARRON, A.; GRABOW, R. Long term outcomes of closed reduction and percutaneous pinning for the treatment of distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 33A, p. 1700-1705, 2008.

GOEL, V. K.; NYMAN, E. Computational modeling and finite element analysis. *Spine*, v. 41, n. 7s, p. S6-S7, 2016.

GONDUSKY, J. S. et al. Biomechanical comparison of locking versus non locking volar and dorsal t-plates for fixation of dorsally comminuted distal radius fractures. *J Orthop Trauma*, v. 25, p. 44-50, 2011.

GRAHAM, T. J. Surgical correction of malunited fractures of the distal radius. *J Am Acad Orthop Surg*, v. 5, n. 5, p. 270-281, 1997.

HANASONO, M. M.; SKORACKI, R. J. Computer-assisted design and rapid prototype modeling in microvascular mandible reconstruction. *Laryngoscope*, v. 123, n. 3, p. 597-604, 2013.

HANDOLL, H. G.; MADHOK, R.; DOODS, C. Anesthesia for treating distal radial fracture in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. v. 3 2002.

HARNESS, N. G.; RING, D.; ZURAKOWSKI, D.; HARRIS, G.; JUPITER, J. B. The influence of three-dimensional computed tomography reconstructions on the characterization and treatment of distal radial fractures. *J Bone Joint Surg Am*, v. 88A, n. 6, p. 1315-1323, 2006.

HEINER, A. D. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias, *J Biomech*, v. 41, p. 3282-3284, 2008.

HEINER, A. D.; BROWN, T. D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*, v. 34, p.773-781, 2001.

IM, J. H.; LEE, J. Y. Pearl and pitfalls of the volar locking plating for distal radius fractures. *J Hand Surg Asian Pac*, v. 21, n. 2, p. 125-132, 2016.

JABRAN, A.; PEACH, C.; ZOU, Z.; REN, L. Parametric design optimization of proximal humerus plates based on finite element method. *Ann Biomed Eng*, v. 47, n. 2, p. 601-614, 2019.

JAKOB, M.; RIKLI, D. A.; REGAZZONI, P. Fractures of the distal radius treated by internal fixation and early function, a prospective study of 73 consecutive patients. *J Bone Joint Surg Br*, v. 82, p. 340-344, 2000.

JAKUBIETZ, R. G.; GRUENERT, J. G.; KLOSS, D. F.; SCHINDELE, S.; JAKUBIETZ, M. G. A randomized clinical study comparing palmar and dorsal fixed-angle plates for the internal fixation of AO C-type fractures of the distal radius in the elderly. *J Hand Surg Eur*, v. 33, n. 5, p. 600-604, 2008.

KAMANO, M.; KOSHIMUNE, M. TOYAMA, M. KAZUKI, K. Palmar plating system for Colles' fractures- A preliminary report. *J Hand Surg Am*, v. 30A, p. 750-755, 2005.

KAMATH, A. F.; ZURAKOWSKI, D.; DAY, C. S. Low-profile dorsal plating for dorsally angulated distal radius fractures: an outcomes study. *J Hand Surg Am*, v. 31A, p. 1061-1067, 2006.

KARANTANA, A. et al. Surgical treatment of distal radial fractures with a volar locking plate versus conventional percutaneous method. *J Bone Joint Surg*, v. 95, p. 1737-1744, 2013.

KATARINCIC, J.; RING, D. Fracture of the Distal Radius: Risk Factors for  
KATZ, M. A.; BEREDJIKLIAN, P. K.; BOZENTKA, D. J.; STEINBERG, D. R. Computed tomography scanning of intra-articular distal radius fractures: Does it influence treatment? *J Hand Surg Am*, v. 26A, p. 415-421, 2001.

KAZMERS, N. K.; JUDSON, C. H.; PRESSON, A. P.; XU, Y.; TYSER, A. R. Evaluation of factors driving cost variation for distal radius fracture open reduction internal fixation. *J Hand Surg Am*, v. 43, n. 7, p.606-614, 2018.

KENNEDY, S. A.; HANEL, D. P. Complex distal radius fractures. *Orthop Clin N Am*. v. 44, p. 81-92, 2013.

KIHARA, H.; PALMER, A. K.; FORTINO, M. D. The effect of dorsally angulated distal radius fractures on distal radioulnar joint congruency and forearm rotation. *J Hand Surg Am*, v. 21A, p. 40-47, 1996.

KIM, J. K.; YUN, Y. H.; KIM, D. J. K. The effect of displaced dorsal rim fragment in distal radius fracture. *J Wrist Surg*, v. 5, p. 31-35, 2016.

KLEINLUGTENBELT, Y. V. et al., Can expect surgeons predict the additional value of a ct scan in patients with displaced intra-articular distal radius fractures? *Strategies Traum Limb Recon*, v. 12, p. 91-97, 2017.

KNEŽEVIĆ, J.; KODVANJ, J.; ČUKELJ, F.; PAMUKOVIĆ, F.; PAVIĆ, A. A biomechanical comparison of four fixed-angle dorsal plates in a finite element model of dorsally-unstable radius fracture. *Injury*, v. 48, n. 5, p.S41-S46, 2017.

KNIRKI, J. L.; JUPITER, J. B. Intra-articular fractures of the distal end of the radius in young adults of the radius in young adults. *J Bone Joint Surg* v. 68; n. 5; p. 647-659; 1986.

KOENIG, K. M.; DAVIS, G. C.; GROVE, M. R.; TOSTESON, A. N. A.; KOVAL, K. J. Is early internal fixation preferred to cast treatment for well-reduced unstable distal radial fractures? *J Bone Joint Surg*, v. 91, p. 2086-2093, 2009.

KOVAL, K. J.; HARRAST, J. J.; ANGLIN, J. O.; WEINSTEIN, J. N. Fractures of the distal part of the radius. *J Bone and Joint Surg Am*, v. 90, p. 1855-1861, 2008.

KUNZ, M.; RUDAN, J. F.; XENOYANNIS, G. L.; ELLIS, R. E. Computer-assisted hip resurfacing using individualized drill templates. *J Arthroplasty*, v. 25, n. 4, p. 600-606, 2010.

LA FONTAINE, M.; HARDY, D.; DELINCE, P. Stability assessment of distal radius fractures. *Injury*, v. 20, n. 4, p.208-210, 1989.

LAMARTINA, J.; JAWA, A.; STUCKEN, C.; MERLIN, G.; TORNETTA, P. Predicting alignment after closed reduction and casting of distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 40, n. 5, p. 934-939, 2015.

LARSEN, C. F.; LAURITSEN, J. Epidemiology of acute wrist trauma. *J Epidemiol*, v. 22, n. 5, p. 911-916, 1993.

LEIXNERING, M. et al. Indications, surgical approach, reduction, and stabilization techniques of distal radius fractures. *Arch Orthop Trauma Surg*, v. 140, n. 5, p. 611-621, 2020.

LEONE, J.; BHANDARI, M.; ADILI, A.; MCKENZIE, S.; MORO, J. K.; DUNLOP, R.B. Predictors of early and late instability following conservative treatment of extra-articular distal radius fractures. *Arch Orthop Trauma Surg*, v. 124, p. 38-41, 2004.

LEUNG, F.; ZHU, L.; HO, H.; LU, W. W.; CHOW, S. P. Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a locking compression plate – A biomechanical study in cadaveric model. *J Hand Surg Br*, v. 28, n. 3, p. 263-266, 2003.

LI, Y.; ZHOU, Y.; ZHANG, X.; TIAN, D.; ZHANG, B. Incidence of complications and secondary procedures following distal radius fractures treated by volar locking plate (VLP). *J Orthop Surg Res*, v. 14, p. 295-309, 2019.

LICHTMAN, D. M.; BINDRA, R.R.; BOYER, M. I. Treatment of distal radius fractures. *J Am Acad Orthop Surg*, v. 18, n. 3, p. 180-189, 2010.

LINDAU, T.; ADLERCREUTZ, C.; ASPENBERG, P. Peripheral tears of the triangular fibrocartilage complex cause distal radioulnar joint instability after distal radial fractures. *J Hand Surg Am*, v. 25A, p. 464-468, 2000.

LINDSTROM, A. Fractures of the distal end of the radius. A clinical and statistical study of end results. *Acta orthop scand suppl*, V. 41, p. 1-118, 1959.

LIU, X. et al. Biomechanical comparison of osteoporotic distal radius fractures fixed by distal locking screws with different length. PLoS One, v. 9, n. 7, p. e103371, 2014.

LU, S.; XU, Y. Q.; LU, W. W.; NI, G. X.; LI, Y. B.; SHI, J. H.; CHEN, G. P.; CHEN, Y. B.; ZHANG, Y. Z. A novel patient-specific navigational template for cervical pedicle screw placement. Spine, v. 34, n. 26, p. E959-964, 2009.

LU, S.; XU, Y. Q.; ZHANG, Y. Z.; XIE, L.; GUI, H.; LI, D. P. A novel computer-assisted drill guide template for placement of C2 laminar screws. Eur Spine J, v. 18, p. 1379-1385, 2009.

LUTSKY, K. BOYER, M.; GOLDFARB, C. Dorsal locked plate fixation of distal radius fractures. J Hand Surg Am, v. 38A, p. 1414-1422, 2013.

LUTSKY, K.; MCKEON, K.; GOLDFARB, C.; BOYER, M. Dorsal fixation of intra-articular distal radius fractures using 2.4 mm locking plates. Tech Hand Surg, v. 13, p.187-196, 2009.

MACDERMID, J. C.; ROTH, J. H.; MCMURTRY, R. Predictors of time lost from work following a distal radius fracture. J Occup Rehabil, v. 17, p. 47-62, 2007.

MACEDO, A. P. Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – USP, Ribeirão Preto, 2009.

MACINTYRE, N. J.; DEWAN, N. Epidemiology of distal radius fractures and factors predicting risk and prognosis. J. Hand Therapy, v. 29, p. 136-145, 2016.

MACKENNEY, P. J.; MCKQUEEN, M. M.; ELTON, R. Prediction of instability in distal radial fractures. J Bone Joint Surg Am, v. 8, n. 9, p. 1944-1951, 2006.

MAGHAMI, A.G.; FALLAH, E.; NAMAZI, H.; KARIMI, M.T.; HOSSEINI, S. I. The comparison of biomechanical volar and dorsal plating in distal part radius fractures; a finite element analysis study. Bull Emerg Trauma, v. 9, n. 1, p. 9-14, 2021.

MAH, E. T.; ATKINSON, R. N. Percutaneous kirschner wire stabilization following closed reduction of colles' fractures. *J Hand Surg Br*, v. 17, p. 55-62, 1992.

MARGALLOT, Z.; HAASE, S. C.; KOTSIS, S. V.; KIM, H. M.; CHUNG, K. C.; ARBOR, A. A meta-analysis of outcomes of external fixation versus plate osteosynthesis for unstable distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 30A, p. 1185.e1-1185.e17, 2005.

MARTIN, D. P.; PARK, A. G.; JAMISON IV D.; JONES, C.M.; ILYAS, A. M. Biomechanical comparison of titanium locking fragment-specific and volar locking plates for AO B1 and B2 fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am*, v. 44, n. 12, p. 1093.e1-1093.e8. 2019.

MATTILA, V. M.; HUTTUNER, T. T.; SILLANPAA, P.; PIHLAJAMAKI, S. N.; KANNUS, P. Significant change in the surgical treatment of distal radius fractures: A nationwide study between 1998 and 2008 in Finland. *J Trauma Injury*, v. 71, n. 4, p. 939-943, 2011.

MAUCK, B. M.; SWINGLER, C. W. Evidence-based review of distal radius fractures. *Orthop Clin N Am*, v. 49, p. 211-222, 2018.

MCCALL, T. A.; CONRAD, B.; BADMAN, B.; WRIGHT, T. Volar versus dorsal fixed-angle fixation of dorsally unstable extra-articular distal radius fractures: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, v. 32, p.806-812, 2007.

MCQUEEN, M. M.; MACLAREN, A. CHAMBERS, J. The value of remanipulating Colles' fractures. *J Bone Joint Surg Br*, v. 68, n. 2, p. 232-233, 1986.

MEDOFF, R.; KOPYLOV, P. Immediate internal fixation and motion of comminuted distal radius fractures using a new fragment specific fixation system. *Orthop Trans*, v. 22, p. 165, 1998.

MEINBERG, E.; AGEL, J.; ROBERTS, C. ET AL. Fracture dislocation classification compendium. *J Orthop Trauma*, v. 32, n. 1, suppl, 2018.

MELONE, C. P. Articular fractures of the distal radius. *Orthop Clin North Am*, v. 15, n. 2, p. 217-236, 1984.

MELONE, C. P. Articular fractures of the distal radius. *Orthop clin North Am*, v. 15, n. 2, p 217-236, 1984.

MELONE, C. P. Distal radius fractures: patterns of articular fragmentation. *Orthop Clin North Am*, v. 24, p. 239-253, 1993.

MELONE, C. P.; Open treatment for displaced articular fractures of the distal radius. *Clin Orthop Relat Res*, v. 202, p. 103-111, 1986.

MISCHLER, D.; WINDOLF, M; GUEORGUIEV, B.; NIJS, S.; VARGA., P. Computational optimization, of screw orientations for improved locking plate fixation of proximal humerus fractures. *J Orthop Transl*, v. 25, p. 96-104, 2020.

MOSS, D. P.; MEANS, K. R.; PARKS, B. G.; FORTHMAN, C. L. A biomechanical comparison of volar locked plating of intra-articular distal radius fractures: use of 4 versus 7 screws for distal fixation. *J Hand Surg Am*, v. 36A, p. 190701911, 2011.

MÜLLER, M. E. et al. The comprehensive classification of fractures of long bones. Berlin: Springer, 1990.

MUNSON, G. O.; GAINOR, B. J. Percutaneous pinning of distal radius fractures. *J Trauma*, v. 21, n. 12, p. 1032-1036, 1981.

NANA, A. D.; JOSHI, A.; LICHTMAN, D. M. Plating of the distal radius. *J Am Acad Orthop Surg*, v.13, n. 3, p. 159-171, 2005.

NEDER FILHO, A. T. Estabilidade de fraturas intra-articulares da extremidade distal do rádio utilizando placas volares bloqueadas com parafusos unicorticais e bicorticais. 2017. 166 p. Tese (Doutorado em ciências) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

NESBITT, K. S.; FAILLA, J. M.; LES, C. Assessment of instability factors in adult distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 29A, p.1128-1138, 2004.

Neuhaus, V.; Badri, O.; Ferree, S.; Bot, A. G.; Ring, D. C.; Mudgal, C. S. Radiographic alignment of unstable distal radius fractures fixed with 1 or 2 rows of screws in volar locking plates. *J Hand Surg Am*, v. 38, n. 2, p. 297-301, 2013.

OMOKAWA, S.; ABE, Y.; IMATANI, J.; MORITOMO, H.; SUZUKI, D.; ONISHI, T. Treatment of intra-articular distal radius fractures. *Hand Clin*, v. 33, p. 529-543, 2017.

OMOKAWA, S.; IIDA, A.; FUJITANI, R.; ONISHI, T.; TANAKA, Y. Radiographic predictors of DRUJ instability with distal radius fractures. *J Wrist Surg*, v. 3, p. 2-6, 2014.

ORBAY, J. L. The treatment of unstable distal radius fractures with volar fixation. *Hand Surg*, v. 5, p. 103-112, 2000.

ORBAY, J. L. Volar plate fixation of distal radius fractures. *Hand Clinics*, v. 21, n. 3, p. 347-354, 2005.

ORBAY, J. L.; FERNANDEZ, D. L. Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: A preliminary report. *J Hand Surg Am*, v. 27A, p. 205-215, 2002.

ORBAY, J. L.; FERNANDEZ, D. L. Volar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fractures in the elderly patient. *J Hand Surg Am*, v. 29A, p. 96-102, 2004.

OURA, K.; et al. Volar morphology of the distal radius in axial planes: A quantitative analysis. *J Orthop Res*, v. 33, p. 496-503, 2015.

PALMER, A. K.; WERNER, F. W.; MECH, M. The triangular fibrocartilage complex of the wrist – anatomy and function. *J Hand Surg Am*, v. 6, n. 2, p. 153-162, 1981.

PAMFILIO de SOUSA, M. R. Lesões provocadas pela inserção de placa minimamente invasiva na região volar distal do rádio: um estudo em antebraço distal de cadáveres.

2015. 54 p. Dissertação (Mestrado em ciências) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2015.

PEINE, R.; RIKLI, D. A.; HOFFMANN, R.; REGAZZONI, P. Comparison of three different plating techniques for the dorsum of the distal radius: A biomechanical study. *J Hand Surg Am*, v.25A, p. 29-33, 2000.

PHADNIS, J.; TROMPETER, A.; GALLAGHER, K.; BRADSHAW, L.; ELLIOTT, D. S.; NEWMAN, K. L. Mid-term functional outcome after the internal fixation of distal radius fractures. *J Orthop Surg Res*, v. 7, p. 4-11, 2012.

POGUE, D. J. et al. Effects of distal radius fracture malunion on wrist joint mechanics. *J Hand Surg Am*, v. 15A, p. 721-727, 1990.

PUTNAM, M. D.; MEYER, N. J.; NELSON, E. W.; GESENSWAY, D.; LEWIS, J. L. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for post fracture rehabilitation. *J Hand Surg Am*, v. 25A, p. 469-475, 2000.

QUADLBAUER, S. et al. Rehabilitation after distal radius fractures: is there a need for immobilization and physiotherapy? *Arch Orthop Trauma Surg*, v.140, n. 5, p. 651-663, 2020.

RAUSCH, S.; SCHLONSKI, O.; KLOS, K.; GRAS, F.; GUEORGUIEV, B. Volar versus dorsal latest-generation variable-angle locking plates for the fixation of AO type 23C2.1 distal radius fractures: a biomechanical study in cadavers. *Injury*, v. 44, p. 523-526, 2013.

RAY, N. F.; CHAN, J. K.; THAMER, M.; MELTON, L. J. Medical expenditures for the treatment of osteoporotic fractures in the United States in 1995: Report from the national osteoporosis foundation. *J Bone Miner Res*, v. 12, n. 1, p. 24-35, 1997.

RICHARDS, R. BENNETT, J. D.; ROTH, J. H.; MILNE, K. Arthroscopic diagnosis of intra-articular soft injuries associated with distal radial fractures. *J Hand Surg Am*, v. 22A, p. 772-776, 1997.

RIKLI, D. A.; HONIGMANN, P.; BABST, R.; CRISTALLI, A.; MORLOCK, M. M.; MITTLMEIER, T. Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: In vitro and in vivo results. *J Hand Surg Am* v. 32, p. 67-75, 2007.

RIKLI, D. A.; REGAZZONI, P. Fractures of the distal end of the radius treated by internal fixation and early function. A preliminary report of 20 cases. *J Bone Joint Surg Br*, v. 78, n. 4, p. 588-592, 1996.

RING, D.; JUPITER, J. B.; BRENNWALD, J.; BÜCHLER, U.; HASTINGS II, H. Prospective multicenter trial of a plate for dorsal fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, V. 22, P.777-784, 1997.

ROZENTAL T. D.; BEREDJIKLIAN, P. K.; BOZENTKA, D. J. Functional outcome and complications following two types of dorsal plating for unstable fractures of the distal part of the radius. *J Bone and Joint Surg*, v. 85A, n. 10, p. 1956-1960, 2003.

ROZENTAL, T. D.; BLAZAR, P. E. Functional outcome and complications after volar plating for dorsally displaced, unstable fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am*, v. 31, p. 359-365, 2006.

ROZENTAL, T. D.; BLAZAR, P. E.; FRANKO, O. I.; CHACKO, A. T.; BRANDON, E. E.; DAY, C. S. Functional outcomes for unstable distal radial fractures treated with open reduction and internal fixation or closed reduction and percutaneous fixation. *J Bone Joint Surg*, v. 91, p. 1837-1846, 2009.

RUCH, D. S.; YANG, C. C.; SMITH, B. P. S. Results of acute arthroscopically repaired triangular fibrocartilage complex injuries associated with intra-articular distal radius fractures. *J Arthroscopic and related surgery*, v. 19, n. 5, p.511-516, 2003.

SANDER, A. L.; LEIBLEIN, M.; SOMMER, K.; MARZL, I.; SCHNEIDMÜLLER, D.; FRANK, J. Epidemiology and treatment of distal radius fractures: current concept based on fracture severity and not on age. *Eur J Trauma Emerg Surg*, v. 46, n. 3, p. 585-590, 2020.

SCHNEPPENDAHL, J.; WINDOLF, J.; KAUFMANN, R. A. Distal radius fractures: current concepts. *J Hand Surg Am*, v. 37, p. 1718-1725, 2012.

SCHWARZKOPF, R.; BRODSKY, M.; GARCIA, G. A.; GOMOLL, A. H. Surgical and functional outcomes in patients undergoing total knee replacement with patient-specific implants compared with "on-the-shelf" implants. *Orthop J Sports Med*, v. 3, n. 7, 2325967115590379, 2015.

SHAUVER, M. J.; YIN, H.; BANERJEE, M.; CHUNG, K. C. Current and future national costs to medicare for the treatment of distal radius fracture in the elderly. *J Hand Surg Am*, v. 36A, p. 1282-1287, 2011.

SIMIC, P. M.; ROBISON, J.; GARDNER, M. J.; GELBERMAN, R. H.; WEILAND, A. J.; BOYER, M. I. Treatment of distal radius fractures with a low profile dorsal plating system: an outcomes assessment. *J Hand Surg Am*, v. 31A, p. 382-386, 2006.

SLUTSKY, D. J. External fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 32A, p. 1624-1637, 2007.

SOBKY, K.; BALDINI, T.; THOMAS, K.; BACH, J.; WILLIAMS, A.; WOLF, J. M. Biomechanical comparison of different volar fracture fixation plates for distal radius fractures. *Hand*, v. 3, p. 96-101, 2008.

SOKOL, S. C. et al. Biomechanical properties of volar hybrid and locked plate fixation in distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, v. 36A, p. 591-597, 2011.

SOONG, M.; VAN LEERDAM, R.; GUITTON, T. G.; GOT, C.; Complications After Locked Volar Plate Fixation. *J Hand Surg Am*, v. 36a, p. 3-9, 2011.

SOUER, J. S.; RING, D.; JUPITER, J. B.; MATSCHKE, S.; AUDIGE, L; HUBER, M. M. Comparison of intra-articular simple compression and extra-articular distal radial fractures. *J Bone Joint Surg*, v. 93, p. 2093-2099, 2011.

SOUER, J. S.; RING, D.; MATSCHKE, S.; AUDIGE, L; HUBER, M. M.; JUPITER, J. B. Effect of an unrepaired fracture of the ulnar styloid base on outcome after plate-and-screw fixation of a distal radial fracture. *J Bone Joint Surg*, v. 91, p. 830-838, 2009.

SOUER, J. S.; RING, D.; MATSCHKE, S.; AUDIGE, L; HUBER, M. M.; JUPITER, J. B. Comparison of functional outcome after volar plate fixation with 2.4-mm titanium versus 3.5-mm stainless-steel plate for extra-articular fracture of distal radius. *J Hand Surg Am*, v. 35A, p. 398-405, 2010.

STANBURY, S. J.; SALO, A.; ELFAR, J. C. Biomechanical analysis of a volar variable-angle locking plate: the effect of capturing a distal radial styloid fragment. *J Hand Surg Am*, v. 37, n. 12, p. 2488-2494, 2012.

SYNEK, A.; BAUMBACH, S. F.; PAHR, D. H. Towards optimization of volar plate fixations of distal radius fractures: using finite element analyses to reduce the number of screws. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, v. 82, p.1-7, 2021.

TACK, P.; VICTOR, J.; GEMMEL, P.; ANNEMANS, L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng*, v. 15, p. 115, 2016.

TAN, J.; MU, M.; LIAO, G.; ZHAO, Y.; LI, J. Biomechanical analysis of the annular ligament in Monteggia fractures using finite element models. *J Orthop Surg Res*, v. 4, p. 10-30, 2015.

TANG, P.; DING, A.; UZUMCUGIL, A. Radial column and volar plating (RCVP) for distal radius fractures with a radial styloid component or severe comminution. *Tech Hand Surg*, v. 14, p.143-149, 2010.

TARALLO, L.; ADANI, R.; MUGNAI, R.; CATANI, F. The treatment of distal radius articular fractures of C1-C2 type with dvr plate: analysis of 40 cases. *Musc Surg*, v. 95, p. 225-230, 2011.

TAYLOR, M.; PRENDERGAST, P. J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *J Biomechanics*, v. 48, n. 5, p. 767-778, 2015.

TREASE, C.; MCIFFF, T.; TOBY, E. B. Locking versus non locking t-plates for dorsal and volar fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, v. 30A, p. 756-763, 2005.

TRIOLA, M. F. *Introdução à estatística*. 9. Ed., Rio de Janeiro: LTC, 2005.

VAN RIETBERGEN, B.; ITO, K. A survey of micro-finite element analysis for clinical assessment of bone strength: the first decade. *J Biomech*, v. 48, p. 832-841, 2015.

VARGA, P.; BAUMBACH, S.; PAHR, D. H.; ZYSSET, P. K. Validation of an anatomy specific finite element model of Colles' fracture. *J Biomechanics*, v. 42, p.1726-1731, 2009.

VARGA, P.; DALL'ARA, E.; PAHR, D. H.; PRETTERKLIEBER, M.; ZYSSET, P. K. Validation of an HR-pQCT-based homogenized finite element approach using mechanical testing of ultra-distal radius sections. *Biomech Model Mechanobiol*, v. 10, p. 431-444, 2011.

VICENTI, G.; PESCE, V.; TARTAGLIA, N.; ABATE, A. MORI, C. M.; MORETTI, B. Micromotion in the fracture healing of closed distal metaphyseal tibial fractures: a multicentre prospective study. *Injury*, v. 45S, p.S27-S35, 2014.

WALL, L. B. et al. The effects of screw length on stability of simulated osteoporotic distal radius fractures fixed with volar locking plates. *J Hand Surg Am*, v. 37, n. 3, p. 446-453, 2002.

WENINGER, P. et al. Influence of an additional locking screw reduction after volar fixed-angle plating-introduction of the "protection screw" in an extra-articular distal radius fracture model. *J Trauma*, v. 67, p. 2035-2040, 2012.

YU, Y. R.; MAKHNI, M. C.; TABRIZI, S.; ROZENTAL, T.D.; MUNDANTHANAM, G.; DAY, C. S. Complications of low-profile dorsal versus volar locking plates in the distal radius: a comparative study. *J Hand Surg Am*, v. 36, p. 1135-1141, 2011.

YUAN, C.; ZHANG, H. LIU, H.; GU, J. Does concomitant ulnar styloid fracture and distal radius fracture portend poorer outcomes? A meta-analysis of comparative studies. *Injury*, v. 48, n. 11, p. 2575-2581, 2017.

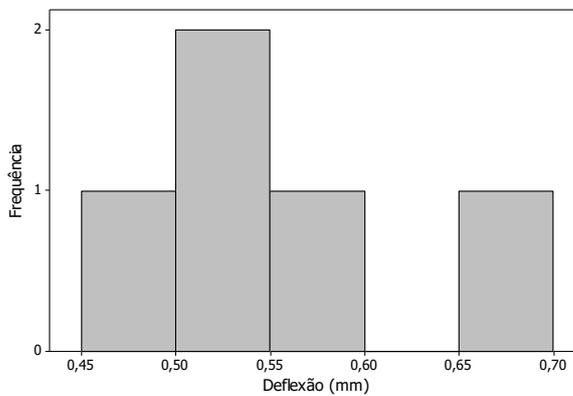
ZHANG, Y. et al. Finite element analysis of different locking plate fixation methods for the treatment of ulnar head fracture. *J Orthop Surg Res*, v. 16, n. 1, p. 191-204, 2021.

ZHANG, Y.; SHAO, Q.; YANG, C.; AI, C.; ZHOU, D.; YU, Y.; SUN, G. Finite element analysis of different locking plate fixation methods for the treatment of ulnar head fracture. *J Orthop Surg Res*, v. 16, p. 191-204, 2021.

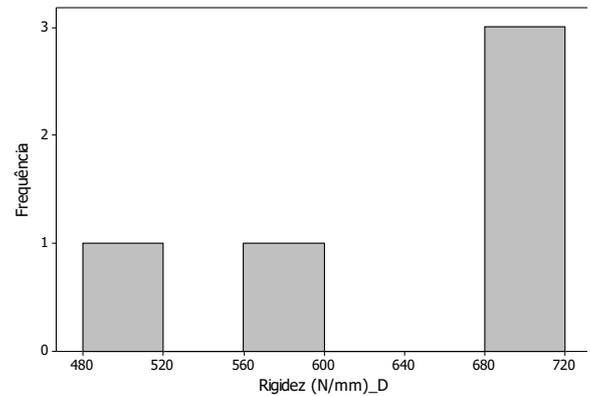
## APÊNDICE E ANEXOS

**Anexo A** – Gráficos dos resultados das comparações de rigidez e deslocamento.

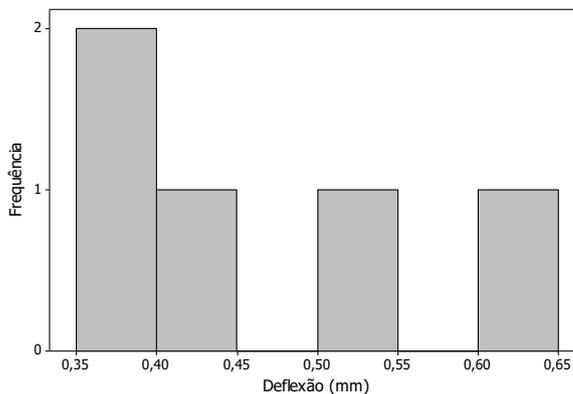
**Gráfico 1** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem



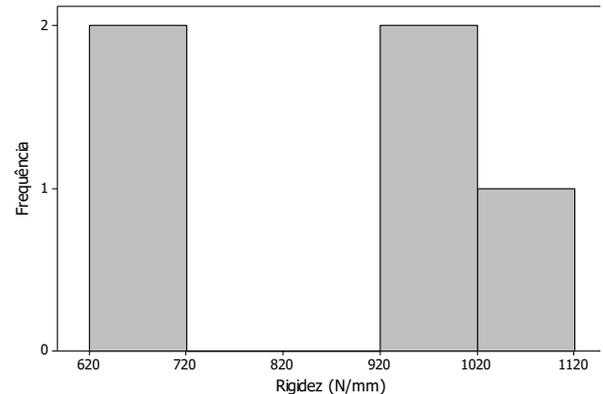
**Gráfico 2** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na pré-ciclagem



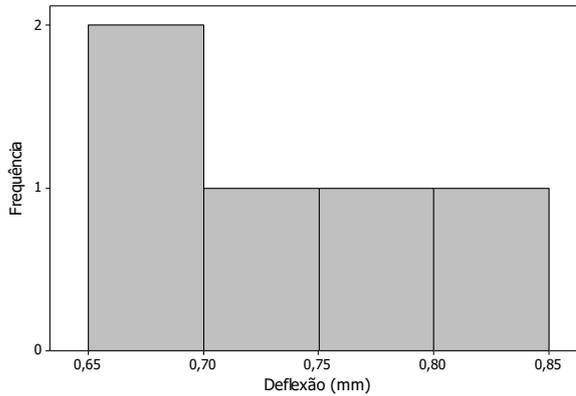
**Gráfico 3** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ volar na pré-ciclagem



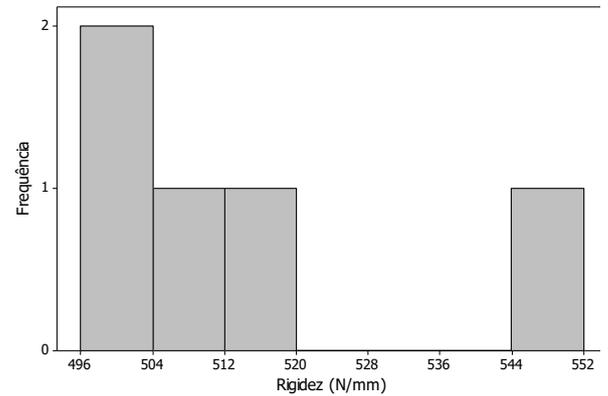
**Gráfico 4** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ volar na pré-ciclagem



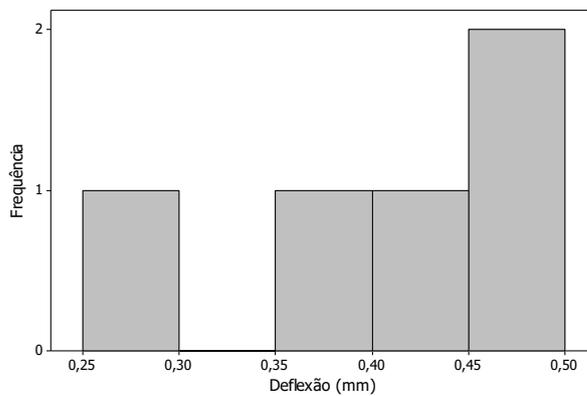
**Gráfico 5** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem



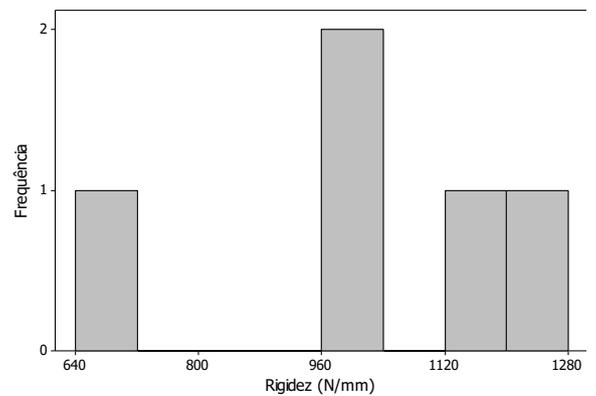
**Gráfico 6** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na pré-ciclagem



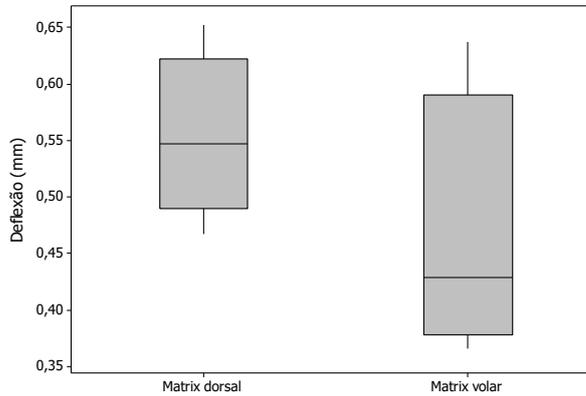
**Gráfico 7** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ voilar na pré-ciclagem



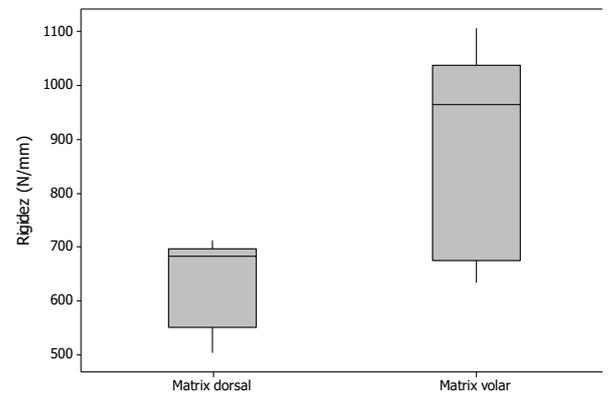
**Gráfico 8** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ voilar na pré-ciclagem



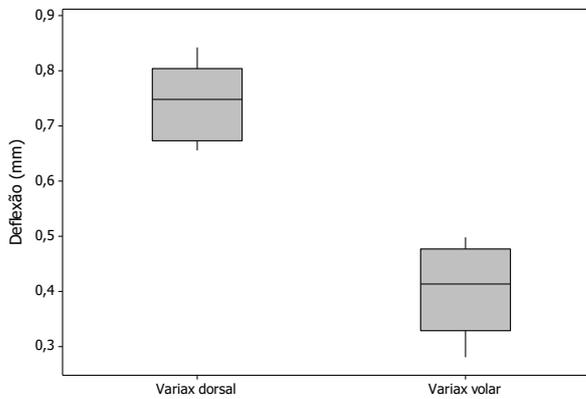
**Gráfico 9** – *Box-plot* do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem



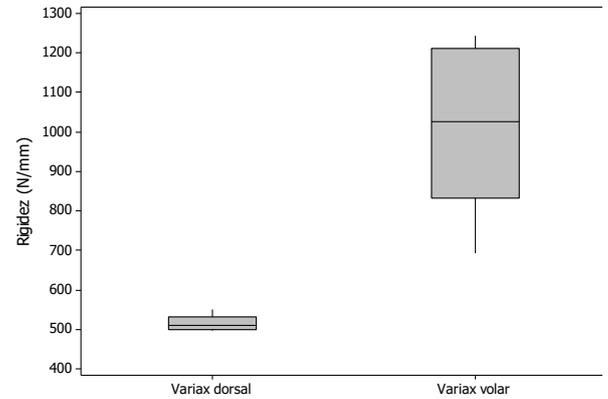
**Gráfico 10** – *Box-plot* da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem



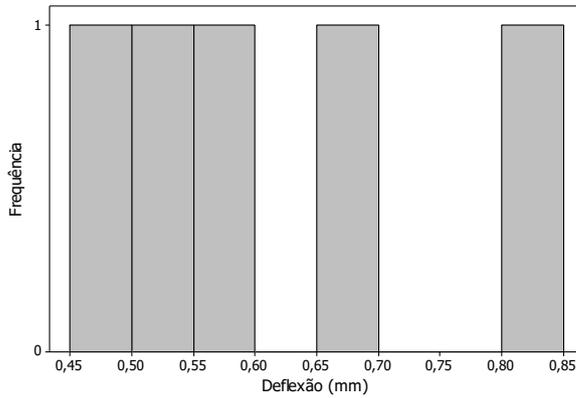
**Gráfico 11** – *Box-plot* do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem



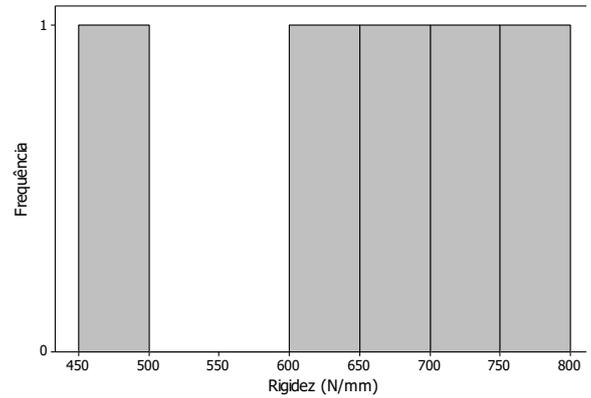
**Gráfico 12** – *Box-plot* da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem



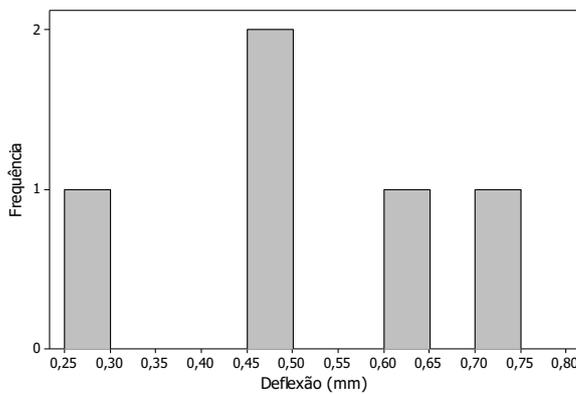
**Gráfico 13** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na pós-ciclagem



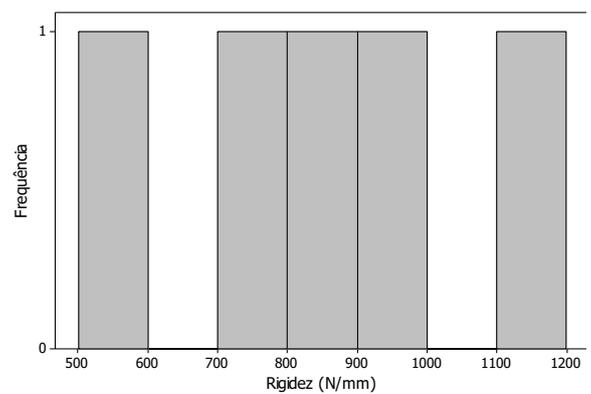
**Gráfico 14** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na pós-ciclagem



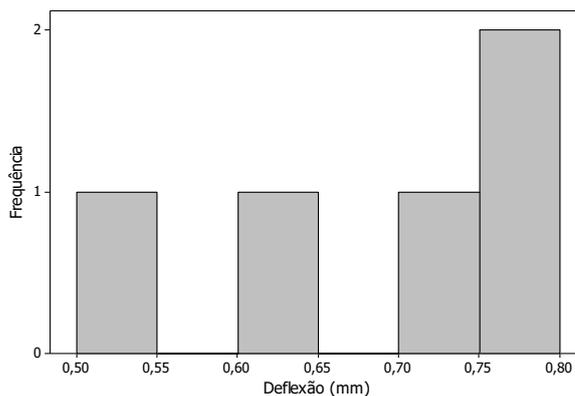
**Gráfico 15** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ voar na pós-ciclagem



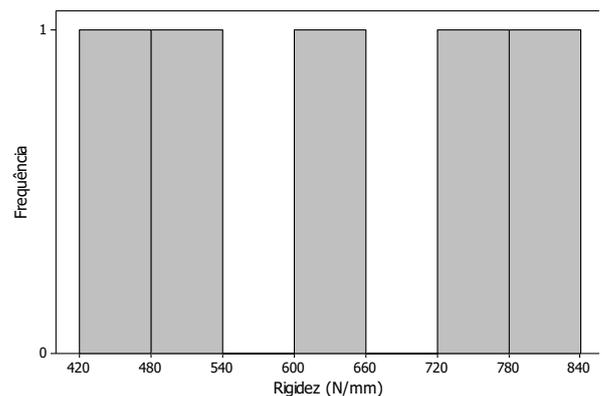
**Gráfico 16** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ voar na pós-ciclagem



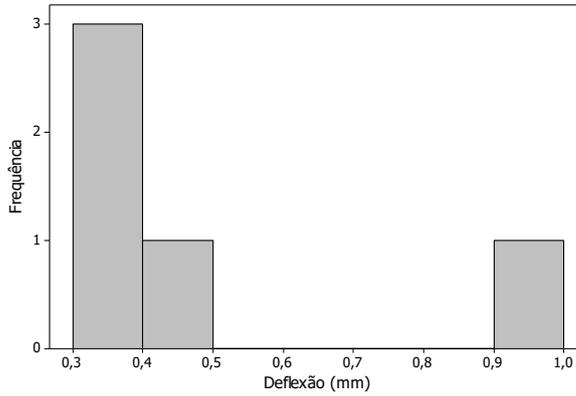
**Gráfico 17** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na pós-ciclagem



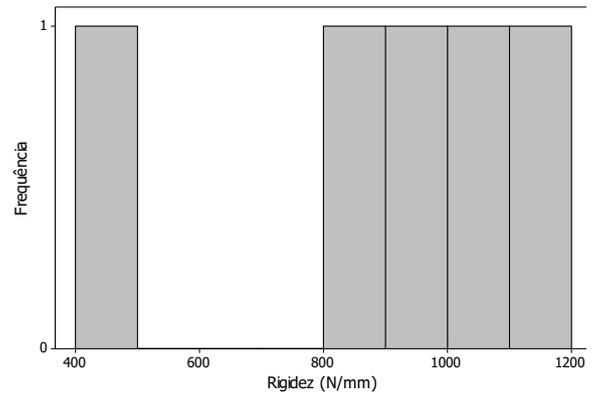
**Gráfico 18** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na pós-ciclagem



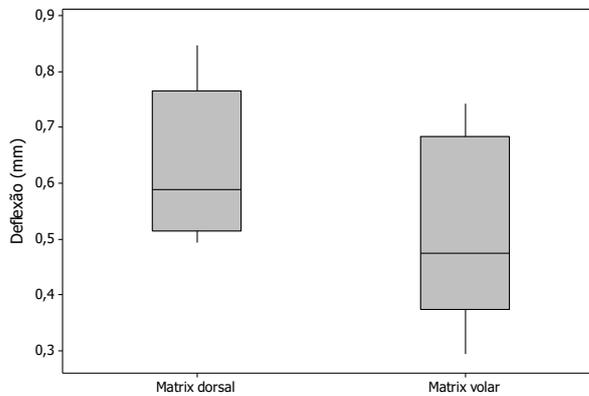
**Gráfico 19** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ volar na pós-ciclagem



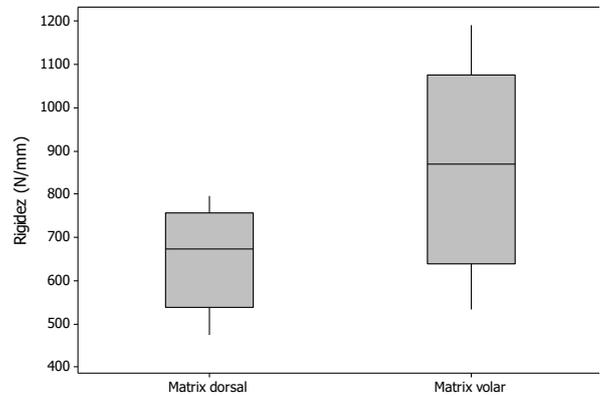
**Gráfico 20** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ volar na pós-ciclagem



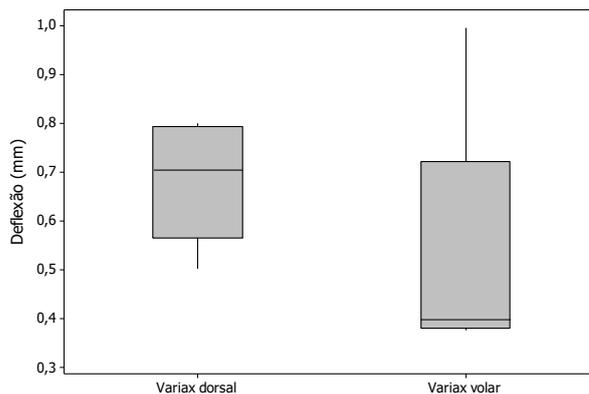
**Gráfico 21** – Box-plot do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem



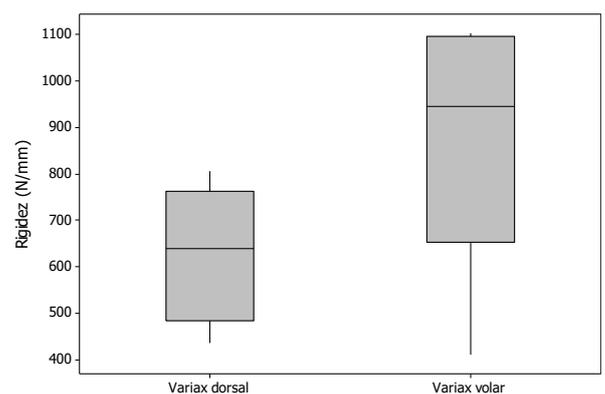
**Gráfico 22** – Box-plot da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem



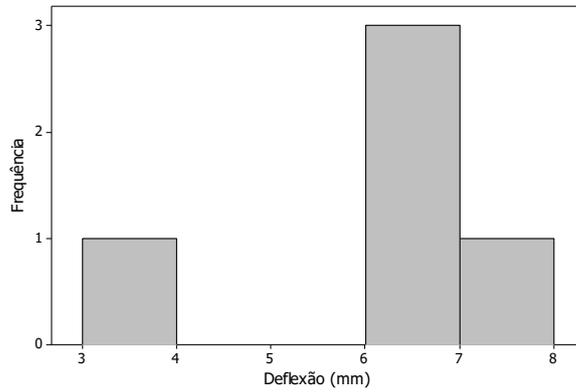
**Gráfico 23** – Box-plot do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem



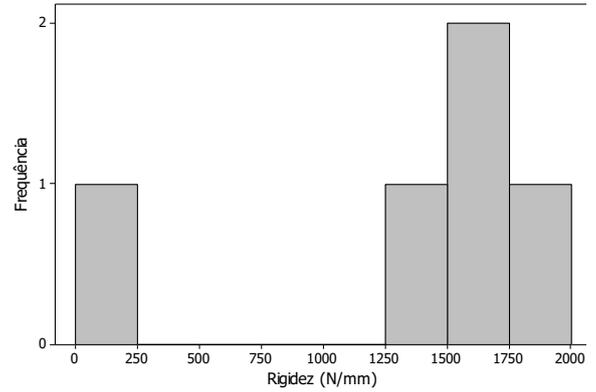
**Gráfico 24** – Box-plot da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem



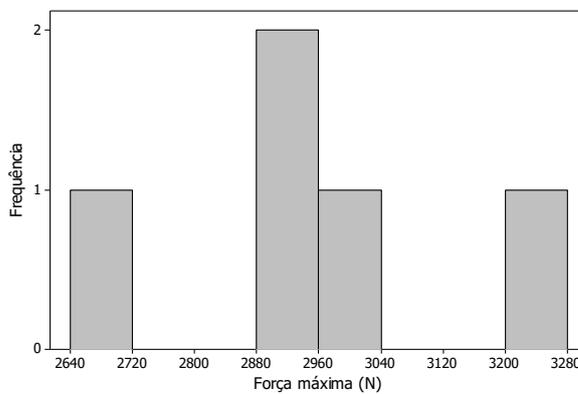
**Gráfico 25** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ dorsal na falência



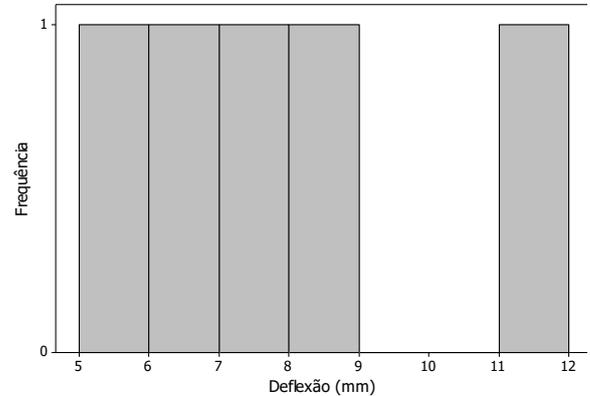
**Gráfico 26** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ dorsal na falência



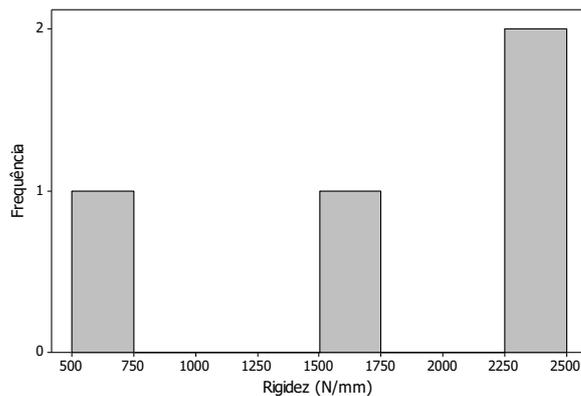
**Gráfico 27** – Histograma da força máxima em montagem Matrix™ dorsal na falência



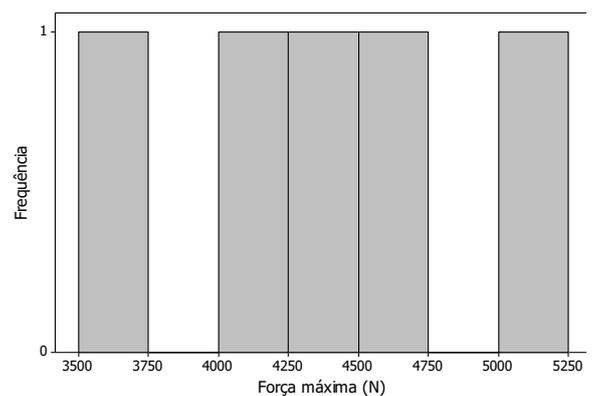
**Gráfico 28** – Histograma do deslocamento em montagem Matrix™ voar na falência



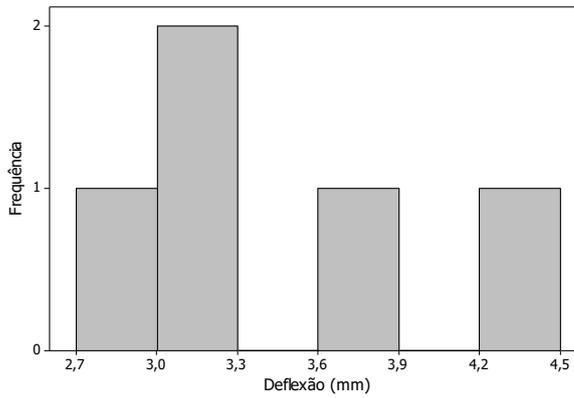
**Gráfico 29** – Histograma da rigidez em montagem Matrix™ voar na falência



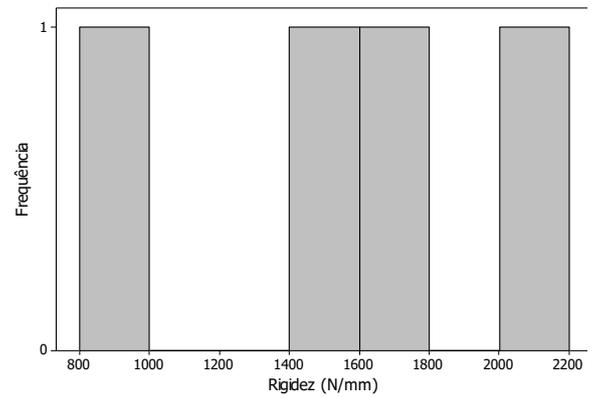
**Gráfico 30** – Histograma da força máxima em montagem Matrix™ voar na falência



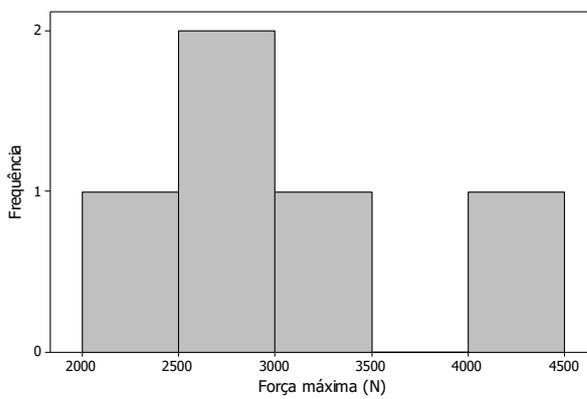
**Gráfico 31** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ dorsal na falência



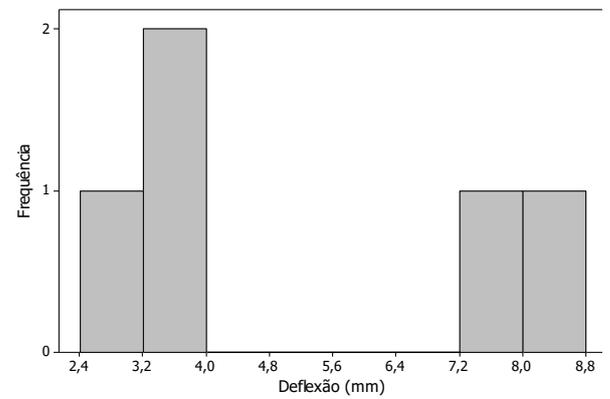
**Gráfico 32** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ dorsal na falência



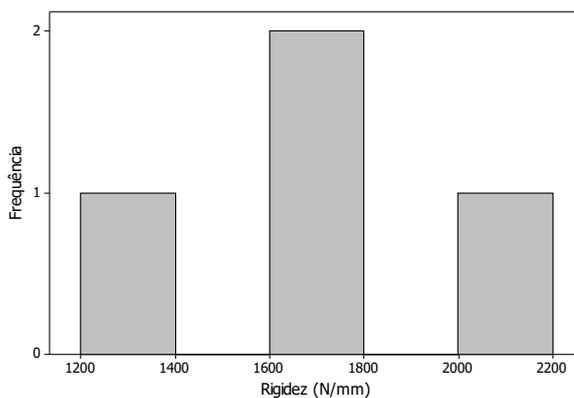
**Gráfico 33** – Histograma da força máxima em montagem Variax2™ dorsal na falência



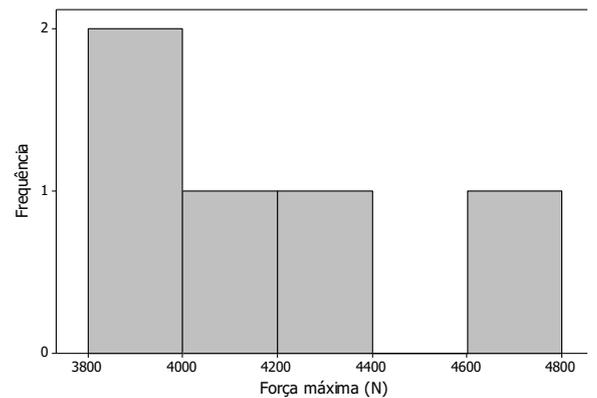
**Gráfico 34** – Histograma do deslocamento em montagem Variax2™ voar na falência



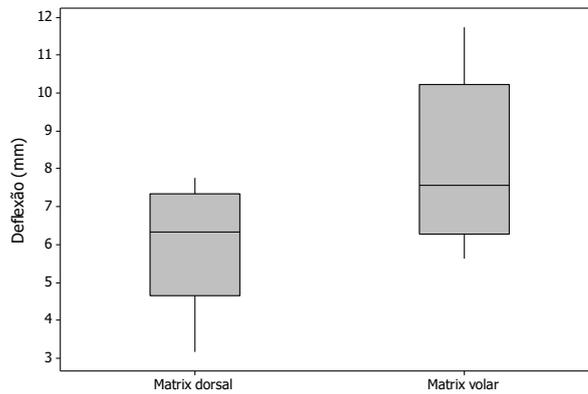
**Gráfico 35** – Histograma da rigidez em montagem Variax2™ voar na falência



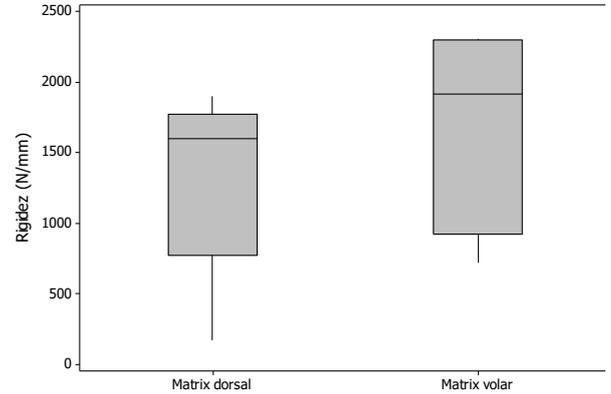
**Gráfico 36** – Histograma da força máxima em montagem Variax2™ voar na falência



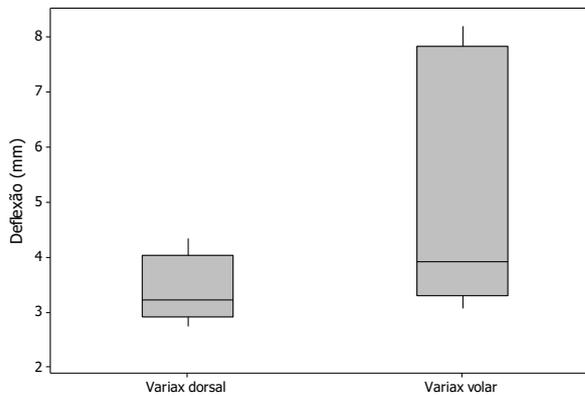
**Gráfico 37** – *Box-plot* do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



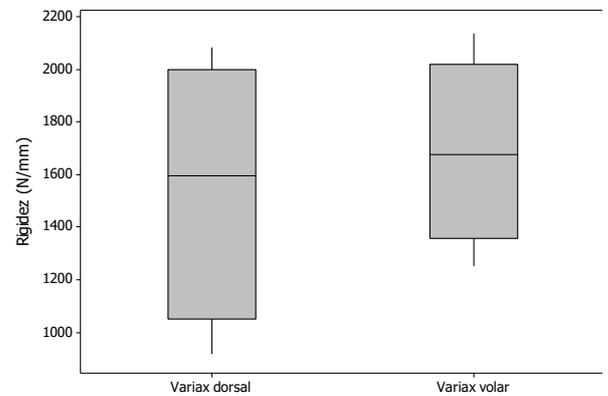
**Gráfico 38** – *Box-plot* da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



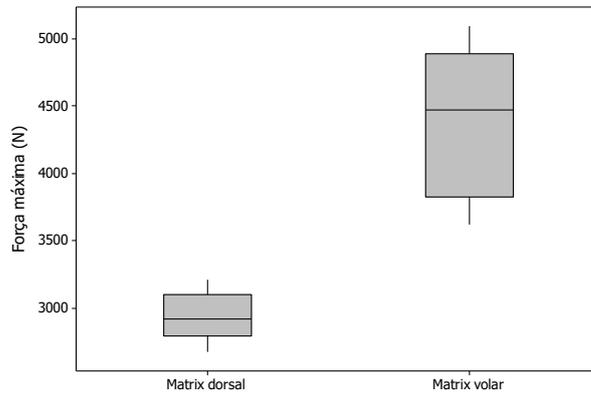
**Gráfico 39** – *Box-plot* do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



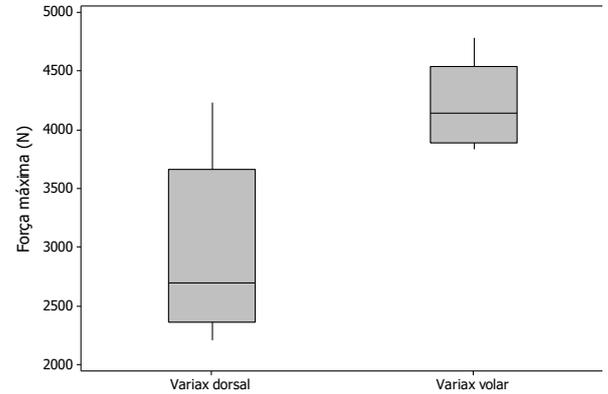
**Gráfico 40** – *Box-plot* da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



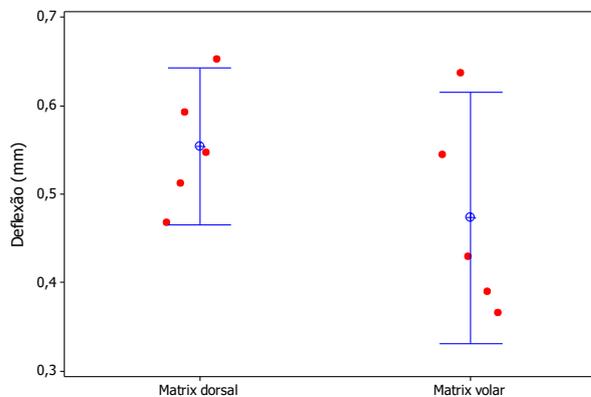
**Gráfico 41** – *Box-plot* da força máxima nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



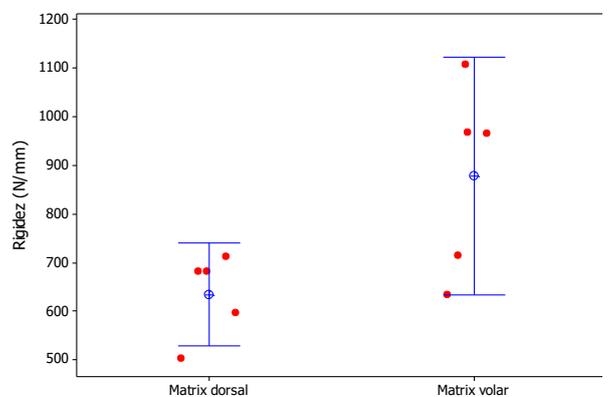
**Gráfico 42** – *Box-plot* da força máxima nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



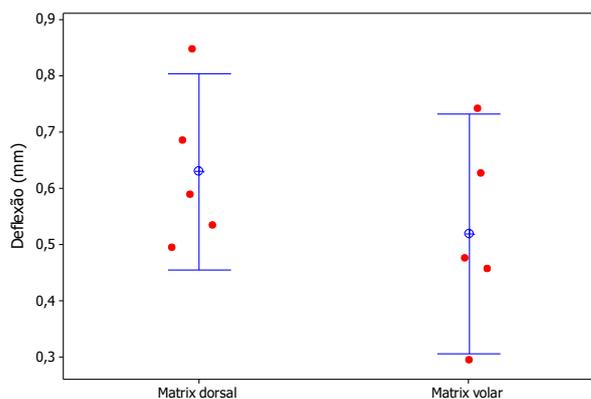
**Gráfico 43** – *Interval-plot* do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem



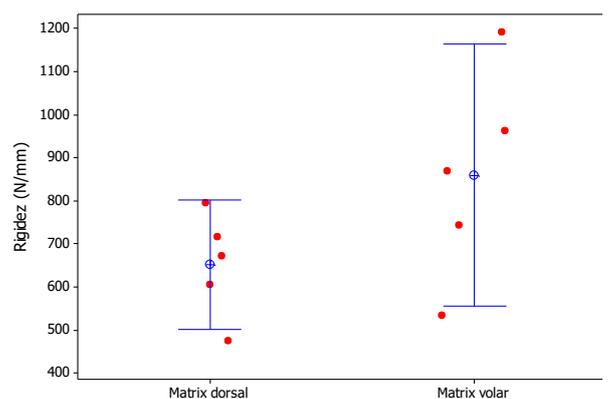
**Gráfico 44** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pré-ciclagem



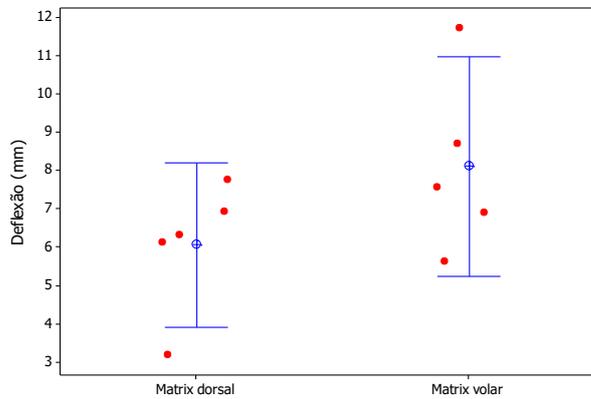
**Gráfico 45** – *Interval-plot* do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem



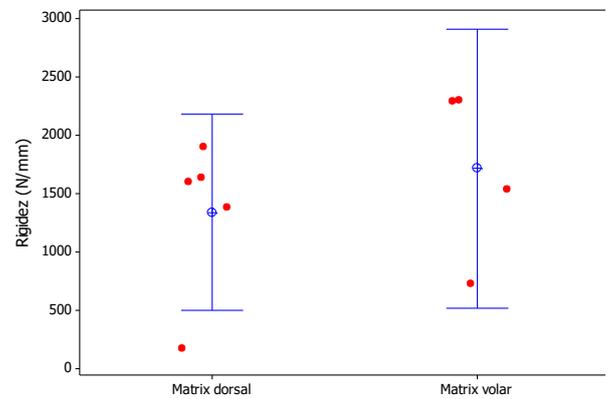
**Gráfico 46** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na pós-ciclagem



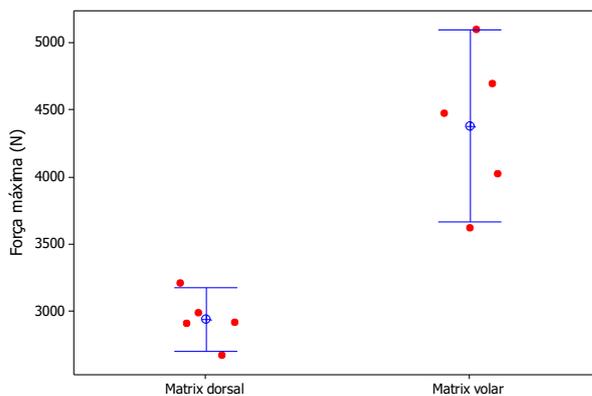
**Gráfico 47** – *Interval-plot* do deslocamento nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



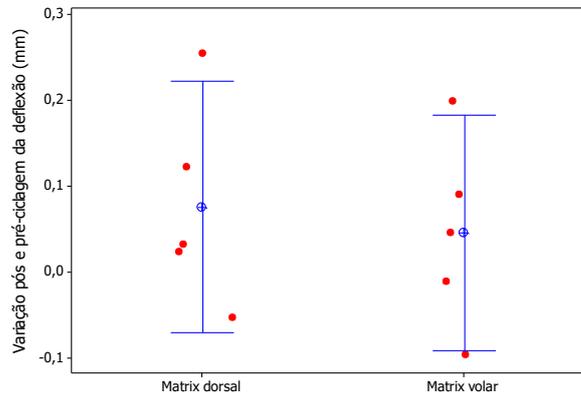
**Gráfico 48** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



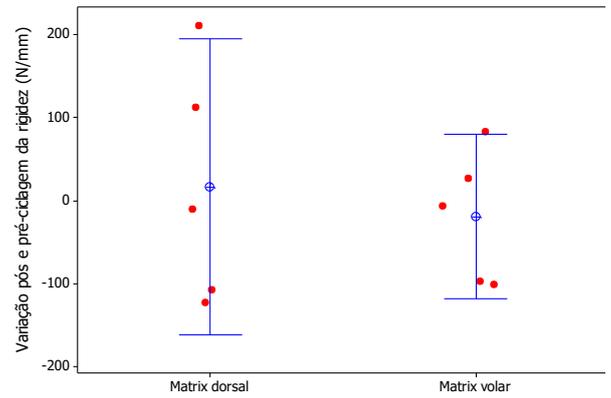
**Gráfico 49** – *Interval-plot* da força máxima nas montagens Matrix™ dorsal e volar na falência



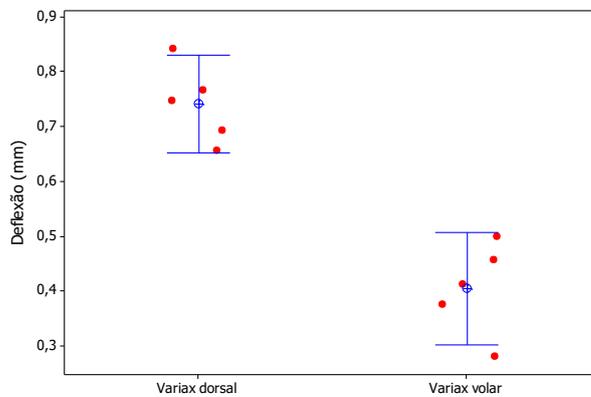
**Gráfico 50** – *Interval-plot* da variação do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Matrix™ dorsal e volar



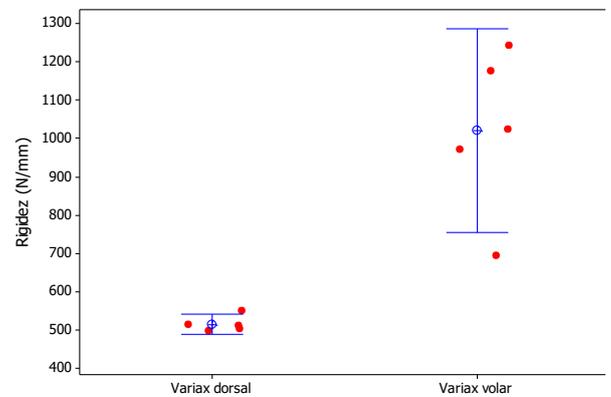
**Gráfico 51** – *Interval-plot* da rigidez do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Matrix™ dorsal e volar



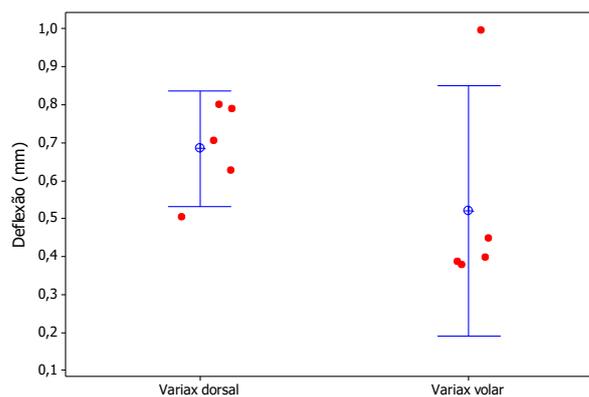
**Gráfico 52** – *Interval-plot* do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem



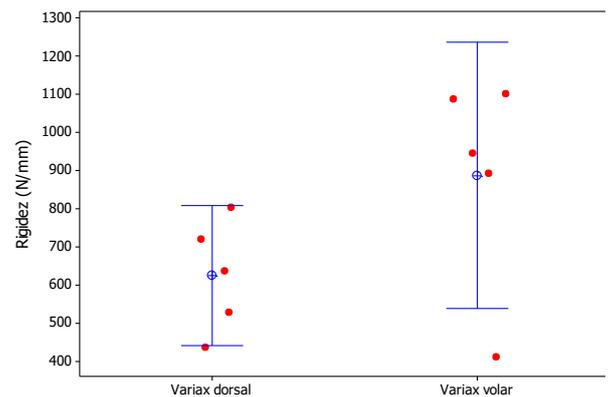
**Gráfico 53** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pré-ciclagem



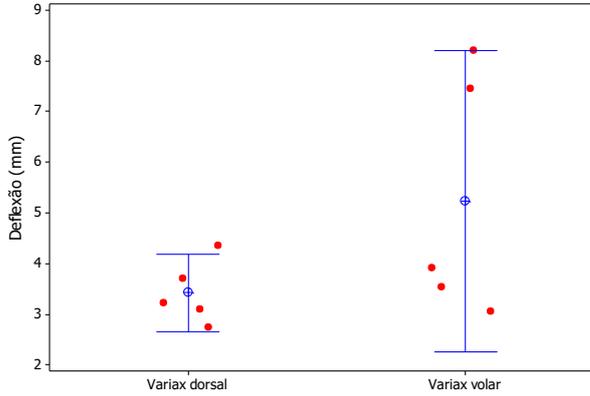
**Gráfico 54** – *Box-plot* do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem



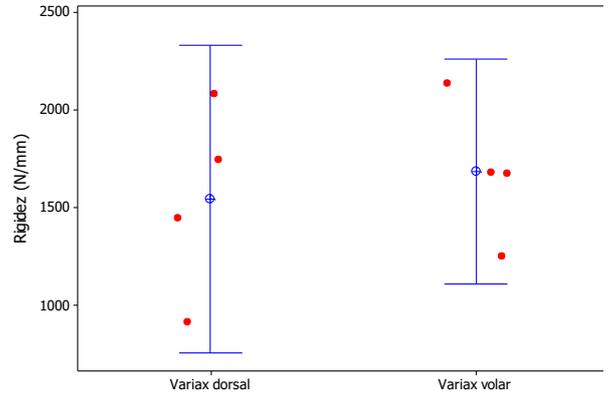
**Gráfico 55** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na pós-ciclagem



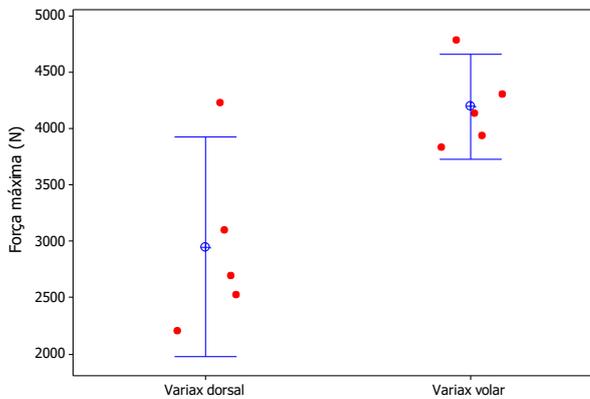
**Gráfico 56** – *Interval-plot* do deslocamento nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



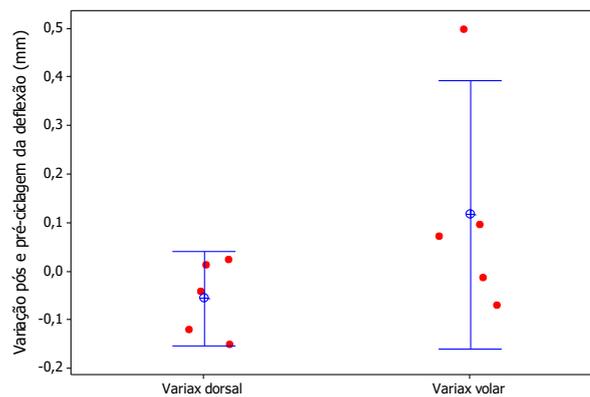
**Gráfico 57** – *Interval-plot* da rigidez nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



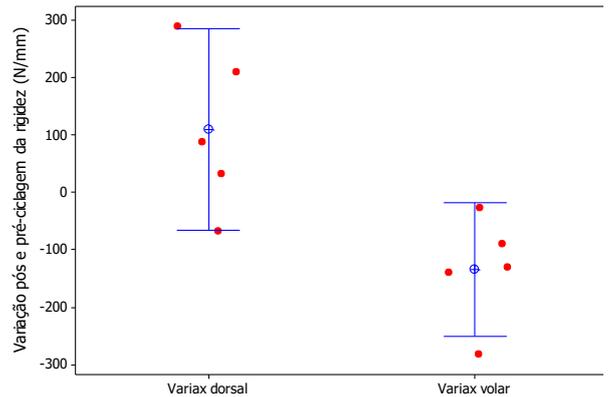
**Gráfico 58** – *Interval-plot* da força máxima nas montagens Variax2™ dorsal e volar na falência



**Gráfico 59** – *Interval-plot* da variação do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Variax2™ dorsal e volar



**Gráfico 60** – *Interval-plot* da rigidez do deslocamento pós e pré-ciclagem nas montagens Variax2™ dorsal e volar









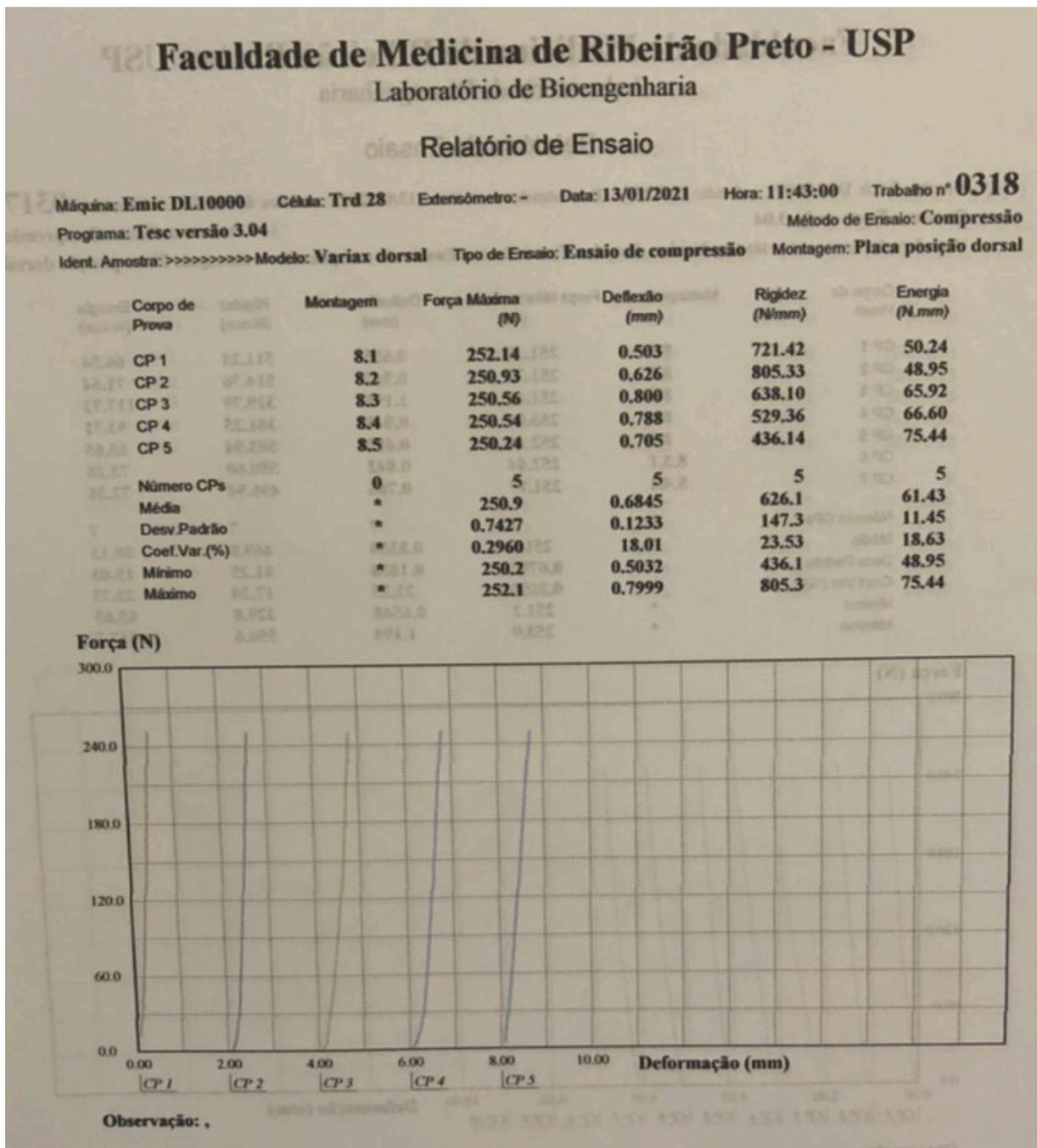








**Gráfico 68** – Relatório de ensaio do grupo 4 – compressão axial estático pós ciclagem



Segundo ensaio estático

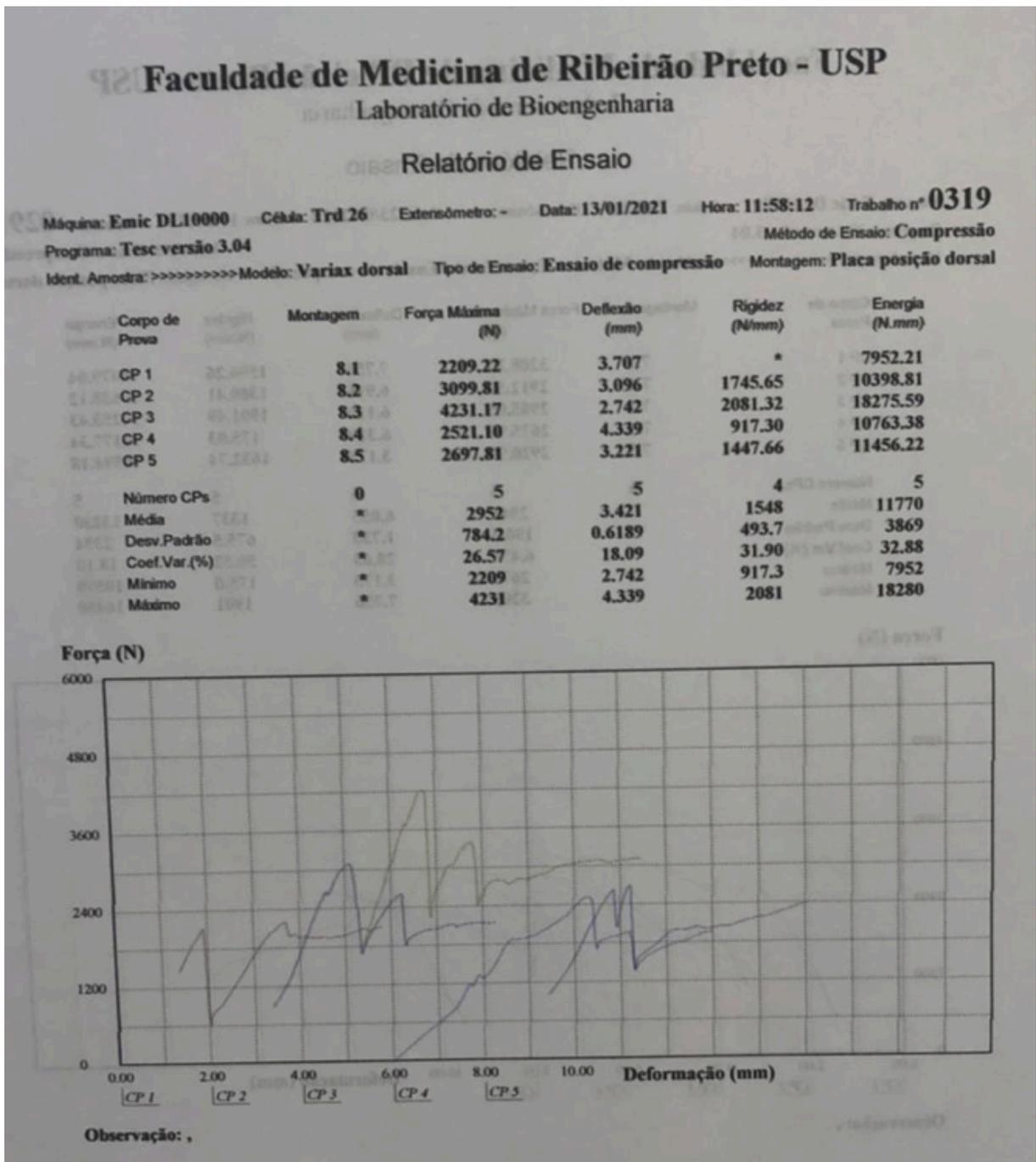
Fonte: dados da pesquisa.







Gráfico 72 – Relatório de ensaio do grupo 4 – compressão axial até a falência



Ensaio até falência

Fonte: dados da pesquisa.

**Anexo B – Propriedades do modelo 3407 da Sawbones™**

**Figura 59 – Propriedades do Modelo 3407**

<b>SIMULATED CORTICAL BONE (SHORT FIBER FILLED EPOXY)</b>				
<b>DENSITY</b>	<b>LONGITUDINAL TENSILE</b>		<b>COMPRESSIVE</b>	
	<b>Strength</b>	<b>Modulus</b>	<b>Strength</b>	<b>Modulus</b>
<b>(g/cc)</b>	<b>(MPa)</b>	<b>(GPa)</b>	<b>(MPa)</b>	<b>(GPa)</b>
1.64	106	16.0	157	16.7
<b>DENSITY</b>	<b>TRANSVERSE TENSILE</b>		<b>Note: Material property data based on ASTM D-638 and D-695.</b>	
	<b>Strength</b>	<b>Modulus</b>		
<b>(g/cc)</b>	<b>(MPa)</b>	<b>(GPa)</b>		
1.64	93	10.0		
<b>SIMULATED CANCELLOUS BONE (RIGID POLYURETHANE FOAM)</b>				
	<b>Density</b>	<b>COMPRESSIVE</b>		<b>Note: Material property data based on ASTM D-1621.</b>
	<b>(g/cc)</b>	<b>Strength</b>	<b>Modulus</b>	
		<b>(MPa)</b>	<b>(GPa)</b>	
Solid	0.27	6.0	155	

Fonte: Site da Sawbone.