



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro de Tecnologia e Ciências
Instituto Politécnico

Lucas Verdan Masiero

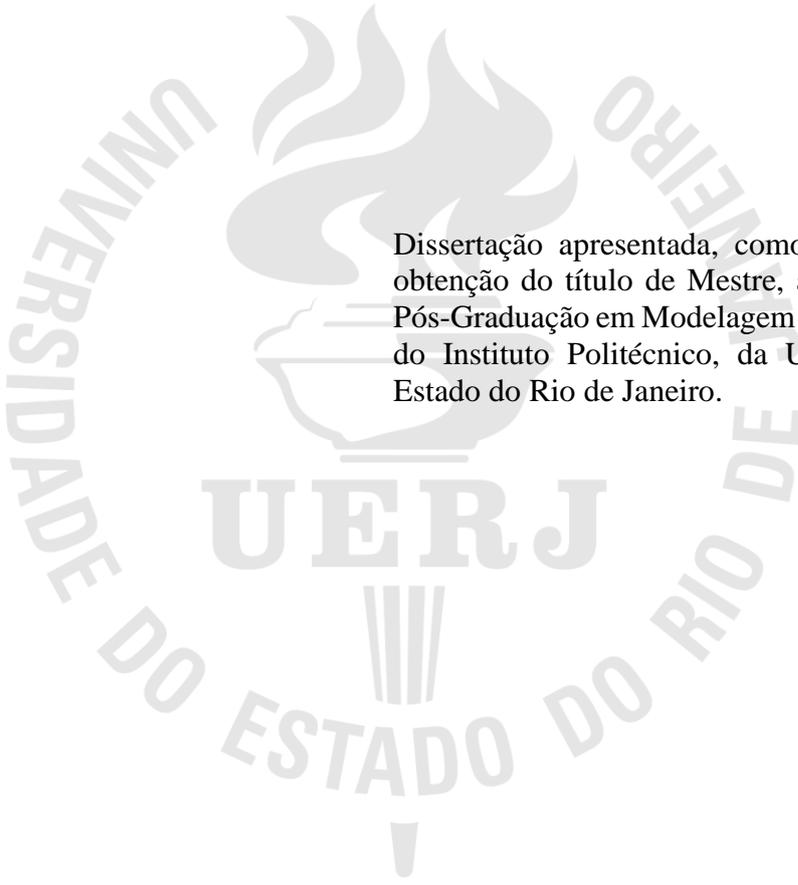
**Simulação do comportamento mecânico de placas volares de aço inoxidável
e da liga de titânio Ti-6Al-4V**

Nova Friburgo

2021

Lucas Verdan Masiero

Simulação do comportamento mecânico de placas volares de aço inoxidável e da liga de titânio Ti-6Al-4V



Dissertação apresentada, como requisito para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, do Instituto Politécnico, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientadores:

Ivan Napoleão Bastos

Lucas Venancio Pires de Carvalho Lima

Nova Friburgo

2021

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CTC/E

M397 Masiero, Lucas Verdan.

Simulação do comportamento mecânico de placas volares de aço inoxidável e da liga de titânio Ti-6Al-4V / Lucas Verdan Masiero. – 2021.

95 f. : il.

Orientadores: Ivan Napoleão Bastos e Lucas Venancio Pires de Carvalho Lima.

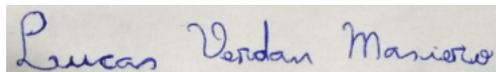
Dissertação (mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto Politécnico.

1. Placas metálicas – Métodos de simulação - Teses. 2. Aço inoxidável – Propriedades mecânicas - Teses. 3. Ligas de titânio – Propriedades mecânicas - Teses. 4. Implantes artificiais – Teses. 5. Ossos – Teses. I. Bastos, Ivan Napoleão. II. Lima, Lucas Venancio Pires de Carvalho. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto Politécnico. IV. Título.

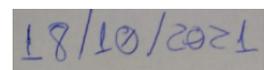
CDU 669.018:61

Bibliotecária Cleide Sancho CRB7/5843

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.



Assinatura



Data

Lucas Verdan Masiero

**Simulação do comportamento mecânico de placas volares de aço inoxidável
e da liga de titânio Ti-6Al-4V**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional do Instituto Politécnico, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovado em 2 de agosto de 2021.

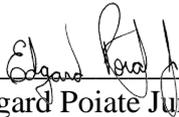
Banca examinadora:



Prof. Ivan Napoleão Bastos, D.Sc. – Orientador
Instituto Politécnico – UERJ



Prof. Lucas Venancio Pires de Carvalho Lima, Ph.D. - Orientador
Instituto Politécnico – UERJ



Prof. Edgard Poiate Junior, D.Sc.
Instituto Politécnico – UERJ



Prof. Luiz Alberto da Silva Abreu, D.Sc.
Instituto Politécnico – UERJ



Prof. Hector Reynaldo Meneses Costa, D.Sc.
Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca

Nova Friburgo

2021

RESUMO

MASIERO, Lucas Verdan. Simulação do comportamento mecânico de placas volares de aço inoxidável e da liga de titânio Ti-6Al-4V. 2021. 95 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional) – Instituto Politécnico, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2021.

As fraturas na região distal do rádio são as lesões mais frequentes do corpo humano. O tratamento destas fraturas por meio do uso de placas volares tem se popularizando nas últimas décadas. O presente trabalho busca estudar, via elementos finitos, o comportamento mecânico de um sistema composto por um rádio fraturado, uma placa volar (uma de aço inoxidável 316L e outra de liga Ti-6Al-4V) e parafusos de fixação, aplicando-se cargas compressivas e trativas. Para a obtenção da geometria do rádio, utilizou-se um arquivo STL (*Stereolithography*) de um banco de dados, contendo a superfície externa do osso. A superfície interna foi gerada pelo *offset* da superfície externa. Cada uma das superfícies foi formada por áreas, que unidas geraram os volumes que vinham a formar as diferentes partes do osso. A placa volar foi definida por *splines* que ligavam os pontos-chaves para formar o contorno do implante. Os parafusos foram representados por elementos de viga de 2,8 mm de diâmetro. Realizaram-se simulações de tração e compressão com a estrutura composta pelo rádio, pela placa volar e pelos parafusos de fixação, com cargas de no máximo 600 N. Entretanto, para o cálculo da rigidez foram consideradas cargas de até 300 N, seguindo as normas do ACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists, USA) e do NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, USA). Houve uma diferença de 5,5% entre os modelos simulados. Ademais, notou-se uma considerável influência do material do implante e do tipo de carregamento imposto em relação à magnitude da rigidez do sistema. A placa de liga de titânio mostrou-se mais segura que a de aço inoxidável, devido ao fato de que a primeira não entrou no regime plástico de deformação. Além disso, ressalta-se para ambos os sistemas foram encontrados dois valores de rigidez (inicial e final), sendo que para a placa de titânio a rigidez final foi superior a rigidez da placa de aço inoxidável, sendo que para a rigidez inicial o oposto foi observado, já que para cargas acima de 300 N o aço inoxidável entrou no regime de deformação permanente.

Palavras-chave: Aço inoxidável. Liga de titânio. Método dos elementos finitos. Placa Volar. Rigidez.

ABSTRACT

MASIERO, Lucas Verdan. Simulation of the mechanical behavior of stainless steel and Ti-6Al-4V titanium alloy volar plates. 2021. 95 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional) – Instituto Politécnico, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2021.

Fractures in the distal region of the radius are the most frequent injuries to the human body. The treatment of these fractures through the use of volar plates has become popular in recent decades. The present work seeks to study, via finite elements, the mechanical behavior of a system composed of a fractured radius, a volar plate (one of 316L stainless steel and the other of Ti-6Al-4V alloy) and fixation screws, applying loads compressive and tractive. To obtain the radius geometry, an STL (Stereolithography) file was used in a database, containing the external surface of the bone. The inner surface was generated by offsetting the outer surface. Each of the surfaces was formed by areas, which together generated the volumes that came to form the different parts of the bone. The volar plate was defined by splines that connected the key points to form the implant contour. The screws were represented by beam elements of 2.8 mm in diameter. Traction and compression simulations were carried out with the structure composed of the radius, the volar plate and the fixation screws, with loads of at most 600 N. However, for the calculation of stiffness, loads of up to 300 N were considered, following the norms ACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists, USA) and NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, USA). There was a difference of 5.5% between the simulated models. Furthermore, there was a considerable influence of the implant material and the type of loading imposed in relation to the magnitude of the system's rigidity. The titanium alloy plate proved to be safer than the stainless steel one, due to the fact that the former did not enter the plastic deformation regime. In addition, for both systems, two stiffness values were found (initial and final), and for the titanium plate the final stiffness was higher than the stiffness of the stainless steel plate, while for the initial stiffness the opposite was observed, since for loads above 300 N the stainless steel entered the permanent deformation regime.

Keywords: Stainless steel. Titanium alloy. Finite element method. Volar plate. Stiffness.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Punho sadio (normal) e fratura distal do rádio. Setas indicam o local da fratura.....	14
Figura 2 – Regiões que compõem um osso.....	15
Figura 3 – Exemplo de placa volar.....	16
Figura 4 – Tipos de fratura vistos nos trabalhos na literatura.....	20
Figura 5 – Modelos de rádio utilizados nos estudos experimentais.....	21
Figura 6 – Modelos de placa.....	22
Figura 7 – Ensaio experimentais com a esfera de compressão.....	23
Figura 8 – Modelos de placas de fixação utilizadas nas simulações.....	29
Figura 9 – Modelos de placa utilizados para a análise em elementos finitos.....	29
Figura 10 – Tipos de fratura.....	31
Figura 11 – Carregamentos aplicados nas simulações numéricas.....	32
Figura 12 – Superfície de escoamento segundo o critério de von Mises.....	36
Figura 13 – Superfície externa do rádio obtida na base de dados.....	40
Figura 14 – Superfície externa com os cortes e alinhada com os eixos principais.....	41
Figura 15 – Malha da superfície interna e externa do rádio.....	41
Figura 16 – Região distal e proximal do rádio.....	42
Figura 17 – Representação dos ossos cortical e esponjoso nas regiões distal e proximal.....	43
Figura 18 – Geometria do rádio em elementos finitos.....	44
Figura 19 – Modelo da placa volar utilizada nas simulações.....	45
Figura 20 – Placas volares utilizadas nas simulações numéricas.....	46
Figura 21 – Elementos de contato placa-osso.....	47
Figura 22 – Representação da geometria do modelo em elementos finitos.....	47
Figura 23 – Curva tensão-deformação das ligas metálicas utilizadas nas simulações.....	49
Figura 24 – Representação dos ensaios de cargas pontuais.....	51
Figura 25 – Representação dos ensaios de deslocamento paralelo.....	52
Figura 26 – Discretização por tamanho dos elementos.....	54
Figura 27 – Discretização por divisões ao longo da espessura da placa.....	55
Figura 28 – Modelos de placa volar utilizados nas simulações numéricas.....	58
Figura 29 – Rigidez para o ensaio de compressão pontual para dois modelos de placa volar..	60
Figura 30 – Mapeamento da tensão de von Mises no ensaio de compressão pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.....	62

Figura 31 – Tensões principais nos ensaios de compressão pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.....	63
Figura 32 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carregamento pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.....	65
Figura 33 – Rigidez para os ensaios de compressão pontual de 1,12 mm de deslocamento.....	67
Figura 34 – Rigidez para os ensaios de tração pontual com carga de 589 N.....	68
Figura 35 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de compressão pontual.....	70
Figura 36 – Tensões principais nos ensaios de compressão pontual.....	71
Figura 37 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de tração pontual..	72
Figura 38 – Tensões principais nos ensaios de tração pontual. Carga equivalente de 589 N para o titânio e 565 N para o aço. Modelo R.....	73
Figura 39 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de compressão pontual.....	74
Figura 40 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de tração pontual.....	75
Figura 41 – Rigidez para os ensaios de compressão com a placa volar Modelo R.....	76
Figura 42 – Rigidez para os ensaios de tração com a placa volar Modelo R.....	77
Figura 43 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de carga compressiva.....	78
Figura 44 – Tensões principais nos ensaios de carga compressiva.....	78
Figura 45 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de carga trativa....	79
Figura 46 – Tensões principais nos ensaios de carga trativa.....	80
Figura 47 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carga compressiva.....	81
Figura 48 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carga trativa.....	82
Figura 49 - Cotagem de forma da placa volar.....	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Síntese dos estudos referentes aos ensaios experimentais utilizando placa volar....	24
Tabela 2 – Outras informações referentes aos estudos experimentais utilizando placa volar...	25
Tabela 3 – Síntese de estudos que utilizaram o MEF de fraturas na região distal do rádio.....	32
Tabela 4 – Outros aspectos referentes aos trabalhos produzidos via simulação numérica.....	33
Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos componentes do modelo.....	48
Tabela 6 – Tempo computacional dos testes de convergência de malha.....	55
Tabela 7 – Efeito da convergência nas propriedades mecânicas.....	55
Tabela 8 – Razão de aspecto e Jacobiano.....	57
Tabela 9 – Influência da geometria nas tensões principais e na tensão equivalente de von Mises.....	63
Tabela 10 – Influência do material nas tensões principais (compressão pontual) e na tensão equivalente de von Mises.....	70
Tabela 11 – Influência do material nas tensões principais (tração pontual).....	72
Tabela 12 – Influência do carregamento compressivo nas tensões principais e na tensão equivalente de Von Mises (placa de titânio).....	78
Tabela 13 - Influência do carregamento trativo nas tensões principais e na tensão equivalente de Von Mises (placa de titânio).....	79
Tabela 14 - Valores de rigidez para cada simulação realizada.....	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACP: Análise dos Componentes Principais

MEF: Método dos Elementos Finitos

STL: Estereolitografia

TST: Tribunal Superior do Trabalho

LISTA DE SÍMBOLOS

μ : coeficiente de atrito

ν : coeficiente de Poisson

E (GPa): módulo de Young

E_s (J): energia de distorção

σ (MPa): tensão

σ_e (MPa): limite de escoamento

σ_v (MPa): tensão equivalente de von Mises

σ_{max} (MPa): tensão máxima de von Mises

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ (MPa): tensões normais

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ (MPa): tensões principais

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ (MPa): tensões cisalhantes

ε : deformação

α : coeficiente de resistência

n : coeficiente de endurecimento por deformação

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	12
1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
1.1	Estudos experimentais <i>in-vitro</i> relacionados a placas volares	18
1.1.1	<u>Tipos de fratura</u>	18
1.1.2	<u>Tipos de osso</u>	19
1.1.3	<u>Tipos de placa</u>	20
1.1.4	<u>Tipos de carregamento</u>	21
1.1.5	<u>Resultados dos estudos experimentais encontrados na literatura</u>	22
1.1.6	<u>Síntese dos trabalhos experimentais</u>	23
1.2	Método dos Elementos Finitos (MEF) e a Fratura do Rádio Distal	26
1.2.1	<u>Geometria e propriedades mecânicas do osso</u>	27
1.2.2	<u>Tipos de placa</u>	27
1.2.3	<u>Interfaces de contato</u>	28
1.2.4	<u>Convergência de malha</u>	29
1.2.5	<u>Validação do modelo</u>	29
1.2.6	<u>Tipos de fratura</u>	30
1.2.7	<u>Tipos de carregamento</u>	30
1.2.8	<u>Propriedades mecânicas das placas</u>	31
1.2.9	<u>Síntese dos trabalhos de simulação numérica</u>	31
1.3	Tensão equivalente de von Mises (σ_v) e tensões principais	34
2	OBJETIVOS	37
3	METODOLOGIA	38
3.1	Obtenção da geometria do modelo	38
3.1.1	<u>Geometria do rádio</u>	38
3.1.2	<u>Geometria do implante</u>	43
3.2	Propriedades mecânicas do modelo	47
3.3	Condições de carregamento	49
3.3.1	<u>Cargas pontuais</u>	49
3.3.2	<u>Cargas paralelas</u>	50
3.4	Lista de simulações realizadas	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
4.1	Convergência de malha	52
4.2	Influência da mudança de geometria	57
4.3	Influência do tipo de material	65

4.3.1	<u>Rigidez</u>	65
4.3.2	<u>Tensões de von Mises e tensões principais</u>	68
4.3.3	<u>Deformação equivalente na placa</u>	72
4.4	Influência do tipo de carregamento	74
4.4.1	<u>Rigidez</u>	74
4.4.2	<u>Tensões de von Mises e tensões principais</u>	76
4.4.3	<u>Deformação equivalente na placa</u>	79
4.5	Aspectos referentes aos resultados obtidos	82
	CONCLUSÃO	84
	REFERÊNCIAS	86
	GLOSSÁRIO*	93
	APÊNDICE	94

INTRODUÇÃO

As fraturas do rádio distal são cada vez mais frequentes (KHANDELWAL et al., 2021), principalmente na população idosa (CROSBY et al., 2013). Estima-se que 14% das fraturas no esqueleto ocorram no rádio (KNEZEVIC et al., 2017). Tais fraturas são muitas vezes difíceis de estabilizar e por isso novos métodos de fixação e estabilização têm sido utilizados nos últimos anos, como por exemplo, a implementação de placas volares (HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018). O uso de placas volares tem suas vantagens clínicas, apresentando um risco reduzido de complicações pós-operatórias, como por exemplo, a irritação dos tendões extensores (CROSBY et al., 2013). Placas volares são implantes utilizados para estabilização, redução e tratamento de fraturas no rádio, ocorridas na região volar do osso.

A popularidade do método de tratamento das fraturas do rádio distal por meio de placas volares tem crescido nos últimos anos, aumentando assim a variabilidade de modelos que diferem entre si em relação ao formato do implante, ao tamanho e angulação dos parafusos e ao material das placas (MUGNAI et al., 2018). Entre os materiais utilizados, dois se destacam: titânio e o aço inoxidável. O uso de placas de ligas de titânio aumentou nas últimas décadas, devido às características como biocompatibilidade, alta resistência mecânica e alta resistência à corrosão que apresentam (MUGNAI et al., 2018). Entretanto, placas de aço inoxidável têm menor custo em relação às placas de titânio (LIPORACE et al., 2006; CROSBY et al., 2013; MUGNAI et al., 2018).

O rádio é o maior dos dois ossos que formam o antebraço e a parte voltada para o punho é chamada de extremidade distal (ORTHOINFO, 2015). As fraturas nesta região do rádio são muito frequentes. Na Figura 1 é mostrado um punho normal e outro que apresenta fratura distal do rádio.

Figura 1 – Punho sadio (normal) e fratura distal do rádio. Setas indicam o local da fratura.



Fonte: ORTHOINFO, 2015.

As fraturas no rádio distal são mais frequentes em adultos do que em crianças, totalizando de 10 a 12 % das fraturas do esqueleto (SEVERO, 2003). Estas fraturas têm causado preocupação aos médicos e pesquisadores devido às sequelas geradas (SEVERO, 2003). Com o passar do tempo, o tratamento evoluiu e com o avanço da tecnologia o uso de ferramentas mais complexas passou a ser viável, no intuito de se buscar melhores resultados na recuperação de pacientes.

Há registros de que no século XIX o tratamento era feito por massagens e imobilização por suportes (COLLES, 1814). No século seguinte, tal técnica foi substituída pela redução manipulativa seguida da imobilização gessada com tala dorsal (JONES, 1915). Em relação ao uso de placas volares, há uma tendência desde as últimas décadas de se utilizar o tratamento cirúrgico para esse tipo de fratura, devido às complicações funcionais causadas por outros tipos de tratamento (PLANELLES, 2006). Orbay et al. (2002) ratificaram a maior eficácia do tratamento cirúrgico via placa volar, realizando um estudo envolvendo 29 pacientes com fraturas distais instáveis. Os resultados obtidos mostraram que todas as fraturas foram curadas em um tempo mínimo de um ano, e o quadro pós-operatório radiográfico e funcional de cada paciente foi satisfatório.

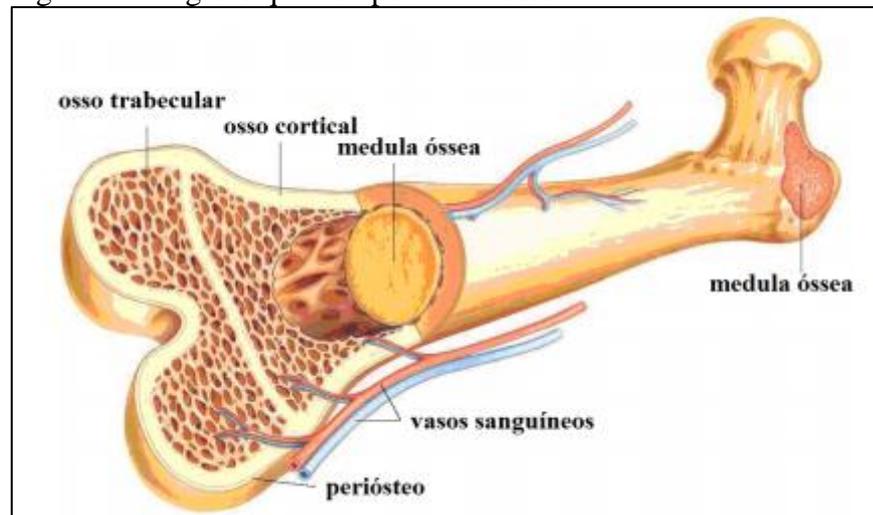
Ressalta-se que a utilização de placas volares para fraturas no rádio distal é uma técnica recente e que reforça o avanço dos tratamentos biomédicos, levando em consideração o tempo de recuperação e a retomada total dos movimentos por parte dos pacientes.

Em escala macroscópica, os ossos se dividem em cortical e esponjoso (ISOLA e MORAES, 2012). O osso cortical é um sólido semi-frágil e que possui um alongamento total

até a fratura que varia entre 0,5 e 3,5 % (BONFIELD, 1987). Além disso, tal estrutura está presente em ossos longos cuja matriz de colágeno se organiza na forma de lamelas concêntricas, ao redor de um canal vascular central (ISOLA e MORAES, 2012). A superfície óssea externa possui um revestimento chamado de perióstio e a superfície interna é revestida pelo endóstio (ISOLA e MORAES, 2012). Cada região é capaz de nutrir o osso e atuar como fonte de osteoblastos para a osteogênese (KAPLAN, 1994; LIRANI, 2004).

Já o osso esponjoso (ou trabecular) trata-se de uma estrutura óssea, semelhante a uma espuma porosa de célula aberta, com uma densidade estrutural relativamente baixa e com a capacidade de adaptar suas propriedades mecânicas de acordo com o carregamento a que é submetido (FYHRIE e SCHAFFLER, 1994). A matriz desta região do osso é organizada em trabéculas preenchidas por medula óssea vermelha, onde há uma constante produção de células sanguíneas por meio de células mesenquimais, fazendo com que o osso esponjoso tenha um metabolismo mais ativo que o osso cortical (MARX e GARG, 1998). Na Figura 2 temos a representação das estruturas das regiões do osso.

Figura 2 – Regiões que compõem um osso.



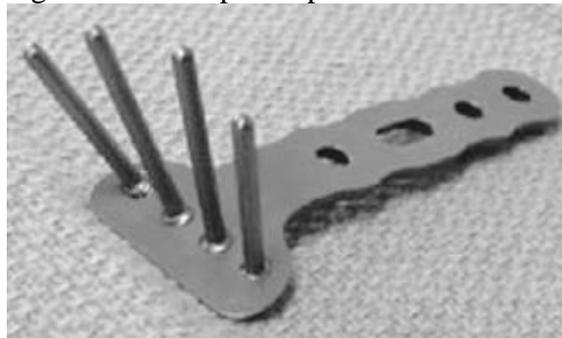
Fonte: BORON W.F.; BOULPAEP E.L.,2003.

As cirurgias no rádio distal têm se tornado cada vez mais importante devido ao aumento do número de fraturas na região. Uma em cada 500 pessoas nos EUA sofrem este tipo de fratura por ano, sendo a maioria idosos de 60 a 69 anos (OLIVEIRA FILHO; BELANGERO; TELES, 2004). Além disso, o surgimento de novas técnicas cirúrgicas mais confiáveis, associado ao fato de que os pacientes necessitam retornar às suas atividades normais cada vez mais rapidamente, tornam o tratamento conservador (imobilização ou redução da fratura) inadequado em casos de

fraturas na região distal do rádio (RUSCHEL et al., 2007). Desta forma, as cirurgias no rádio distal utilizando placas volares passaram a ser uma das opções mais indicadas para o tratamento. Porém, como em qualquer método cirúrgico, é fundamental que ocorra o acompanhamento da sua eficácia, não apenas da cirurgia em si, mas também do quadro pós-operatório do paciente. Logo, foram reportados na literatura os resultados para a cirurgia na região distal do rádio com diversos procedimentos.

Alguns desses estudos, como os realizados por Ruschel et al. (2007) e Xavier et al. (2011), tinham como intuito avaliar os resultados funcionais e radiológicos de pacientes que passaram pelo procedimento cirúrgico utilizando uma placa volar que promove estabilidade axial e angular por meio de pinos que se fixam à placa. Tais pesquisas foram realizadas com um acompanhamento pós-operatório de aproximadamente um ano. Ruschel et al. (2007) avaliaram pacientes com uma média de idade de 48,2 anos, utilizando a placa volar mostrada na Figura 3, enquanto Xavier et al. (2011) fizeram a avaliação em pacientes com média de idade de 58,2 anos que foram submetidos ao mesmo tipo de tratamento. Os resultados obtidos em ambas as pesquisas mostraram que o uso de placas volares para o tratamento de fraturas instáveis do rádio distal apresenta resultados funcionais e radiológicos satisfatórios, com um baixo índice de complicações. Porém, tal aplicação deve ser utilizada com cautela em pessoas mais idosas, levando em consideração as atividades realizadas pelo paciente e os riscos que podem estar submetidos (XAVIER et al., 2011).

Figura 3 – Exemplo de placa volar.



Fonte: RUSCHEL et al., 2007.

Na pesquisa realizada por Yamashita et al. (2015) comparou-se dois grupos de pacientes em relação à data de aplicação do implante para o tratamento de fraturas do rádio distal. Os pacientes foram divididos em dois grupos, sendo que em 76 deles a placa foi inserida no mesmo dia, ou no dia seguinte à lesão; enquanto que para os demais (36) a aplicação foi realizada uma semana ou mais em relação ao dia da lesão. Dentre os principais resultados obtidos por esse

estudo, verificou-se que quatro semanas após a cirurgia, os pacientes do primeiro grupo conseguiam mover com maior facilidade o antebraço e ao final de doze semanas o movimento do punho também era melhor se comparado com os pacientes que foram operados tardiamente. Porém, ao final de 48 semanas, os movimentos do braço, antebraço, ombro e mão, além da força exercida pelo punho, apresentaram resultados semelhantes para ambos os grupos de pacientes. Assim, nota-se que em curto e médio prazo os resultados são mais satisfatórios quando a cirurgia utilizando a placa volar é feita de maneira precoce. Além disso, Souza Da Luz et al. (2008) afirmam que outra maneira de se retornar às atividades mais cedo após o processo cirúrgico é por meio da fisioterapia precoce, voltada para pacientes que sofreram a fratura na região distal do rádio. Segundo eles, os pacientes retornaram às suas atividades normais em no máximo 16 semanas.

Além disso, pode-se citar as análises realizadas por Kamano et al. (2002) e Alfie (2007), que avaliaram de maneira radiológica o tratamento de fraturas na região distal do rádio por placas volares. Kamano et al. (2002) realizaram a análise em 33 pacientes (18 homens e 15 mulheres) com média de idade de 54 anos, enquanto que Alfie (2007) estudou 27 pacientes (25 mulheres e 2 homens) com média de idade de 69 anos. Os resultados apresentados em cada uma das pesquisas mostraram que o tratamento pode ser considerado seguro e eficaz (KAMANO et al., 2002) e que a restauração completa da extremidade distal do rádio ocorreu em 89 % dos casos (ALFIE, 2007).

Portanto, é notório que a utilização de placas volares para cirurgias na região distal do rádio vem sendo objeto de estudo de diversos pesquisadores, não apenas em relação à eficácia do tratamento, mas também em relação aos efeitos que tal aplicação pode beneficiar o paciente. Face aos trabalhos citados, é possível concluir que tal tratamento possui uma eficiência satisfatória, com bons resultados em relação à segurança do paciente quanto a lesões futuras, além da retomada dos movimentos normais na região operada.

O presente trabalho propõe um modelo estrutural paramétrico para diferentes estudos relacionados com placas volares. Entre estes, foi estudada a influência do tipo de liga metálica da placa volar, analisando resultados referentes à rigidez, à tensão e à deformação. Os materiais comparados foram a liga Ti-6Al-4V e o aço inoxidável 316L. Além disso, outros aspectos foram estudados, como o formato da placa e o tipo de carregamento ao qual o sistema foi submetido.

No Capítulo 1 será feita uma revisão bibliográfica com os principais aspectos dos ensaios numéricos e experimentais envolvendo o uso de placas volares, além de uma breve explicação sobre as partes que compõem o osso e sobre as cirurgias no rádio. No Capítulo 2 é apresentado o objetivo deste trabalho. O Capítulo 3 relata a metodologia aplicada para a

construção da geometria do modelo, além das propriedades mecânicas atribuídas a cada componente do modelo. Além disso, detalhou-se no Capítulo 3 os métodos de carregamento utilizados nas simulações numéricas e quais *softwares* foram usados para realização das mesmas. O Capítulo 4 mostra os resultados obtidos nos testes de convergência de malha, além da influência da geometria, do tipo de carregamento e do material das placas no valor da rigidez, da tensão equivalente de von Mises, das tensões principais e da deformação total da placa. Por fim, o Capítulo 5 apresenta as conclusões comparando os resultados obtidos a estudos relacionados observados na literatura.

1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção são apresentadas pesquisas que estudam placas volares para tratamento para tal fratura, via ensaio experimental e por simulações computacionais de ensaios mecânicos em implantes no rádio, por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF).

1.1 Estudos experimentais *in-vitro* relacionados a placas volares

Nesta seção serão apresentados estudos experimentais sobre placas volares instaladas na região distal do rádio. Em diferentes estudos, as placas volares foram submetidas a diversos tipos de carregamento a fim de se obter parâmetros relacionados ao comportamento mecânico destas estruturas. Além disso, dependendo do estudo, as configurações utilizadas variaram de tipo e material da placa assim como do procedimento de ensaio.

Os objetivos de cada trabalho da literatura foram variados, porém, foi possível observar semelhanças entre os trabalhos, tendo em vista que grande parte deles buscou comparar diferentes modelos de placas volares (OSADA et al., 2004; BLYTHE et al., 2006; KOH et al., 2006; LIPORACE et al., 2006; HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018). Outros aspectos estudados podem ser citados, como nos sistemas de fixação, no número, disposição e comprimento dos parafusos presentes nos implantes (MEHLING et al., 2010; DROBETZ et al., 2013; CROSBY et al., 2013; BAUMBACH et al., 2015), além de modificar as condições limite de cada ensaio (SYNEK et al., 2016). Por outro lado, houve estudos que objetivaram avaliar placas volares aplicadas em diferentes tipos de fraturas (MCCALL et al., 2007), além do caso em que a variável do sistema foi o ângulo entre as placas, para um sistema de placas duplas (RAUSCH et al., 2011).

1.1.1 Tipos de fratura

Diferentes tipos de fraturas foram utilizados nos ensaios experimentais (Figura 4). Entretanto, notou-se que predominaram as fraturas do tipo extra-articular reta (OSADA et al.,

2004, KOH et al., 2006; MEHLING et al., 2010; BAUMBACH et al., 2015; MUGNAI et al., 2018), que são fraturas que não envolvem a articulação e possuem um espaçamento constante no corte realizado para segmentar o osso em duas partes. Além disso, verificou-se que alguns trabalhos estudaram fraturas extra-articulares em cunha, onde parte do rádio é retirado por meio de um corte em formato de cunha (BLYTHE et al., 2006; LIPORACE et al., 2007; MCALL et al., 2007; CROSBY et al., 2013; SYNEK et al., 2016), além de fraturas do tipo C (C2 E C3) que são intra-articulares e ocorrem nas extremidades ósseas que ficam no interior da articulação (RAUSCH et al., 2011; RAUSCH et al., 2013; HSIAO et al., 2017). Cada estudo utilizou determinadas dimensões para cada uma das fraturas. No caso da fratura extra-articular o espaçamento variou de 1 a 10 mm, por exemplo. Já para as fraturas em cunha, realizou-se uma osteotomia no formato de cunha na região dorsal do rádio, com largura variando de 6 a 10 mm.

Figura 4 – Tipos de fratura vistos nos trabalhos na literatura.

(a) extra-articular



Fonte: KOH et al., 2006.

(b) em cunha



Fonte: CROSBY et al., 2013.

(c) C2



Fonte: RAUSCH et al., 2011.

1.1.2 Tipos de osso

Para a realização dos ensaios experimentais, tornou-se necessária a obtenção de materiais capazes de simular o comportamento do osso humano para que os testes fossem fidedignos com situações reais as quais as placas volares podem ser submetidas. Por isso, grande parte dos estudos que realizaram tais ensaios utilizaram rádios de cadáver (Figura 5a), com média de idade variando de 55 a 79 anos, sendo tais ossos provenientes de cadáveres masculinos e femininos na maior parte dos trabalhos (OSADA et al. 2004; KOH et al. 2006; BLYTHE et al. 2006; LIPORACE et al. 2006; KAMEI et al. 2010; MEHLING et al. 2010; RAUSCH et al. 2013; RAUSCH et al. 2011; BAUMBACH et al., 2015; HSIAO et al., 2017).

Contudo, rádios sintéticos (Figura 5b), denominados Sawbones, também são usados (MCALL et al., 2007; DROBETZ et al., 2013; CROSBY et al., 2013; SYNEK et al., 2016; MUGNAI et al., 2018).

Figura 5 – Modelos de rádio utilizados nos estudos experimentais.

(a) Cadavérico



Fonte: RAUSCH et al., 2011.

(b) Sawbones



Fonte: CROSBY et al., 2013.

1.1.3 Tipos de placa

Os trabalhos experimentais apresentaram uma grande variabilidade nos modelos de placa utilizados. Grande parte deles estudou placas volares de titânio, variando entre si em relação à geometria, à disposição dos parafusos e à espessura (OSADA et al. 2004; KOH et al. 2006; KAMEI et al. 2010; MEHLING et al. 2010; DROBETZ et al., 2013; CROSBY et al., 2013; BAUMBACH et al., 2015; HSIAO et al., 2017). Além disso, encontraram-se estudos que compararam placas volares com placas dorsais, a fim de verificar as diferenças do comportamento do rádio em relação a cada sistema de fixação (BLYTHE et al., 2006; MCALL et al., 2007; RAUSCH et al. 2013). As placas dorsais são fixadas na região oposta do rádio em relação à região de aplicação das placas volares. Não foi encontrado um padrão sobre a utilização de determinado formato de placa, com uso de implantes de diferentes modelos e fabricantes. Poucos estudos avaliaram placas de aço inoxidável (LIPORACE et al. 2006; CROSBY et al., 2013; MUGNAI et al., 2018), o que indica que placas de aço inoxidável são raramente usadas em casos clínicos em países europeus e nos EUA, já que grande parte dos artigos encontrados é de caráter internacional. Na Figura 6 são apresentados exemplos de modelos de placa utilizados em pesquisas.

Figura 6 – Modelos de placa.

(a) Volar (titânio)



Fonte: KOH et al.,
2006.

(b) Dorsal (titânio)



Fonte: BLYTHE
et al., 2006.

(c) Volar (aço)



Fonte: LIPORACE
et al., 2006.

1.1.4 Tipos de carregamento

Dois modos de carregamento são mais usados, a compressão axial estática e monotônica e o carregamento cíclico. Busca-se simular as cargas fisiológicas sofridas pelo punho após a imobilização da fratura por meio da placa de fixação, seja ela volar ou dorsal. A maior parte dos estudos (KOH et al. 2006; KAMEI et al. 2010; MEHLING et al. 2010; DROBETZ et al., 2013; BLYTHE et al., 2006; LIPORACE et al. 2006; RAUSCH et al. 2013) realizou, primeiramente, uma compressão axial em rampa na estrutura, a uma taxa que variou de 1 a 4 N/s ou 2 a 10 mm/min, com carga de até 300 N. Posteriormente, aplicava-se um carregamento cíclico a frequência fixa, com número de ciclos variando de 1000 a 5000 ciclos. A carga de compressão foi aplicada na maior parte dos ensaios (OSADA et al. 2004, BLYTHE et al., 2006; MCALL et al., 2007; LIPORACE et al. 2006; CROSBY et al., 2013; BAUMBACH et al., 2015; SYNEK et al., 2016; HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018) por meio de uma esfera de contato que comprimia a superfície distal do rádio. O diâmetro da esfera utilizada variou de 20 a 32 mm. Entretanto, Kamei et al. (2010) realizaram os testes de maneira diferente, fixando as extremidades proximais e distais do rádio em metilmetacrilato, restringindo assim as rotações da parte distal do osso, com as cargas sendo aplicadas por meio de uma máquina hidráulica. As imagens de alguns dos ensaios citados podem ser vistas na Figura 7.

Figura 7 – Ensaio experimentais com a esfera de compressão.



Fonte: OSADA et al., 2004.



Fonte: MUGNAI et al., 2018.



Fonte: HSIAO et al., 2017.



Fonte: KAMEI et al., 2010.

1.1.5 Resultados dos estudos experimentais encontrados na literatura

Todos os estudos experimentais citados até o momento realizaram o cálculo da rigidez do sistema composto pelo rádio, parafusos e placa de fixação. Contudo, como os trabalhos diferenciavam-se em relação aos modelos de placa e ao método de carregamento, obteve-se diferentes resultados. Os ensaios que aplicaram cargas de compressão axial com carga entre 1 e 300 N (OSADA et al., 2004; MCCALL et al., 2007; CROSBY et al., 2013) obtiveram um valor de rigidez que variou entre 189 e 620 N/mm. Já os ensaios que aplicaram além de uma carga axial, cargas cíclicas ou que se restringiram apenas ao carregamento cíclico verificaram o valor da rigidez antes e depois do teste cíclico, a fim de analisar qual a influência desse tipo de carregamento na rigidez do sistema (KOH et al. 2006; KAMEI et al. 2010; MEHLING et al. 2010; DROBETZ et al., 2013; BLYTHE et al., 2006; LIPORACE et al. 2006; RAUSCH et al. 2013; BAUMBACH et al., 2015; SYNEK et al., 2016; HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018).

Quanto aos modelos de placa, Osada et al. (2004) constataram que não houve diferenças significativas entre os valores de rigidez para os três modelos de fixação estudados, entretanto a placa volar recém projetada apresentou maiores valores de carga de falha, sendo considerada mais útil para uma situação clínica real. Crosby et al. (2013) verificaram que não há a necessidade de se preencher todos os orifícios disponíveis para os parafusos distais em uma placa volar utilizada para fixação de uma fratura extra-articular do rádio, o que diminui o tempo operatório e os custos relativos aos implantes. As placas utilizadas continham 3 ou 4 parafusos distais, de acordo com o modelo, deixando-se livre 2 ou 3 orifícios na parte distal do implante.

Logo, os testes foram realizados com placas possuindo 3 ou 4 parafusos na região distal, sendo que eram permitidos até 7 fixadores em tal região.

Entretanto, Mehling et al. (2010) obtiveram resultados diferentes, com placas com mais parafusos no fragmento distal apresentando maior rigidez e carga de falha. A carga de falha foi definida como o valor máximo de carga antes de uma queda acentuada no valor desse parâmetro, indicando o afrouxamento dos parafusos ou quebra do implante. Koh et al. (2006) indicaram que a principal causa de falha em seus implantes foi devido ao processo de flexão, ocasionado devido às propriedades do material e à espessura das placas. Outro resultado que deve ser destacado foi o obtido por Mugnai et al. (2018), com carga de falha consideravelmente superior para placa de titânio antes e depois do ensaio de fadiga, comparando-se com uma placa de aço inoxidável.

Desta forma, é possível observar a tendência em se buscar fundamentos práticos via ensaios experimentais para conhecer o comportamento mecânico de placas volares utilizadas em cirurgias na região distal do rádio, submetidas predominantemente a carregamentos cíclicos de compressão axial e sendo projetadas com diferentes ligas metálicas. Contudo, deve-se salientar a variabilidade de modelos de implantes encontrados na literatura, o que explica as diferenças nos resultados de um estudo para outro.

1.1.6 Síntese dos trabalhos experimentais

Na Tabela 1 e 2 é apresentada a síntese dos estudos detalhados anteriormente e de outros estudos obtidos da literatura.

Tabela 1 - Síntese dos estudos referentes aos ensaios experimentais utilizando placa volar.

Autoria	Objetivo	Espécimes	Tipo de Fratura
OSADA et al. (2004)	Comparar placas volares.	Cadavéricos: 18 M. Média: 68 anos [55-89].	Extra-articular reta de 10 mm, a 20 mm da superfície distal.
KOH et al. (2006)	Comparar placas volares em dois modelos de fratura.	Cadavéricos: 22 M, 26 H. Méd: 69 anos [35-90].	Extra-articular reta.
BLYTHE et al. (2006)	Comparar sistemas de fixação volares e dorsais, simples e duplos.	Cadavéricos: 4 M e 8 H. Média: 77 anos [56-92].	Rádio foi seccionado a 12 mm da superfície distal. Extra-articular em cunha dorsal de 10 mm de largura.
LIPORACE et al. (2006)	Comparar placas volares usadas na fixação de fratura no rádio distal.	Cadavéricos: 3 M e 3 H. Média: 55 anos [43-76].	Rádios seccionados a 15 cm da superfície distal. Extra-articular em cunha de 6 mm de largura.
MCCALL et al. (2007)	Comparar três placas volares.	Compósitos (<i>Sawbones</i>).	Extra-articular em cunha feita a 1 cm da superfície distal.
KAMEI et al. (2010)	Comparar a rigidez e a carga de falha de placas volares.	Cadavéricos: 10 M e 20 H. Média: 79 anos [57-108].	Intra-articular.
DROBETZ et al. (2013)	Comparar placas com diferentes configurações de fixação, a fim de encontrar o número ótimo de parafusos.	25 rádios sintéticos (<i>Sawbones</i>).	Extra-articular em cunha de 10 mm de largura. Rádios cortados a 160 mm da superfície articular.
MEHLING et al. (2010)	Comparar placas volares com diferentes configurações de parafusos.	Cadavéricos: 28M e 4 H. Méd: 79,3 anos [61-99].	Extra-articular reta de 10 mm, a 20 mm da superfície distal do rádio.
RAUSCH et al. (2011)	Avaliar diferentes placas volares.	Cadavéricos: 5 M e 2 H. Média: 79 anos [64-85].	Intra-articular.
RAUSCH et al. (2013)	Verificar o método de fixação mais estável.	Cadavéricos: 4 M e 2 H. Média: 74 anos [64-82].	Intra-articular.
CROSBY et al. (2013)	Comparar a estabilidade de placas volares com diferentes números de parafusos.	24 rádios sintéticos (<i>Sawbones</i>).	Extra-articular em cunha de 20 mm de largura.
BAUMBACH et al. (2015)	Comparar o comprimento de parafusos distais em placas volares.	11 rádios humanos recém congelados.	Extra-articular.
SYNEK et al. (2016)	Verificar a influência de duas condições de contorno em ensaios mecânicos envolvendo placas volares.	10 rádios sintéticos (<i>Sawbones</i>).	Extra-articular em cunha de 10 mm de largura.
HSIAO et al. (2017)	Comparar placas volares (em T e em V) com uma placa dorsal dupla.	18 rádios cadavéricos. Méd: 72,3 anos [64-89].	Intra-articular.
MUGNAI et al. (2018)	Avaliar a rigidez e a carga de falha para três modelos de placas volares.	6 rádios sintéticos.	Extra-articular reta de 8 mm a 12 mm da superfície distal.

Legenda: M: mulheres; H: homens; Média: idade média.

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 2 - Outras informações referentes aos estudos experimentais utilizando placa volar.

Autoria	Tipo de Placa	Monotônico	Cíclico	Resultados
OSADA et al. (2004)	Placas volares de titânio.	CA: 10 mm/min, até a falha do material.	-	$F_{LE} = [360;778]$; $F_u = [641;1047]$; $k = [189;236]$.
KOH et al. (2006)	Dez modelos de placas volares.	CA: em rampa de 300 N a 1 N/s; axial de 2 mm/min até a falha.	Carregamento de 300 N a 1 Hz, total de 5000 ciclos.	$k_i = [120,3;160,1]$; $k_c = [231,9;411,8]$; $k_F = [217,7;605,3]$; $F_F = [734,2;1084,7]$.
BLYTHE et al. (2006)	Três placas volares de titânio e uma placa volar de aço inoxidável.	Carregamento até a falha de 2 mm/s, após o carregamento cíclico.	Carregamento cíclico a uma taxa de 100 N/s, de 100 até 250 N, frequência de 1 Hz e 5000 ciclos. Duas amostras para cada fixação passaram por 20000 ciclos.	Deformação plástica similar. Maior k: G1. Menor k: G4. $F_F = [710;1660]$.
LIPORACE et al. (2006)	Placa volares de aço inoxidável e titânio.	CA: em rampa de 90 N, a taxa de 1 N/s, aplicado em cinco pontos (central, volar, dorsal, radial e ulnar) antes e depois do carregamento cíclico.	Carga central de 80 N durante 5000 ciclos.	k similar antes do carregamento cíclico. k_c significativamente maior para placa de titânio no carregamento volar.
MCCALL et al. (2007)	Placa dorsal e dois modelos de placas volares.	CA: 10 mm/min.	-	$k = [284;620]$; $F_u = [1683;2291]$; $F_e = [1456;1892]$.
KAMEI et al. (2010)	Cinco modelos de placas volares.	CA: em rampa, a 4 N/s, de 0 a 250 N. CA: compressão a 4 N/s até a falha, pós ensaio cíclico.	Carregamento de 250 N, na taxa de 1 Hz, totalizando 3000 ciclos.	Carga de falha similar entre os grupos. $k_c = [220;313]$.
DROBETZ et al. (2013)	Cinco placas de titânio, com diferentes configurações de parafusos.	CA: em rampa, antes e depois do cíclico, por dez segundos até 100 N. CA: 10 mm/min, após carregamento cíclico, até a falha.	Compressão entre 50 e 800 N, a 1 Hz, até 2000 ciclos.	$k_i = [366,21;809,37]$; $k_c = [33,50;143,11]$.
MEHLING et al. (2010)	Placa volar de titânio.	F volar e dorsal de 80 N. CA: 250 N, a 0,1 Hz.	Carga de 150 N, total de 1000 ciclos e frequência de 1 Hz.	k sem mudanças significativas para flexão. $K_a = [227,31;589,40]$. $k_c = [82,58;428,99]$.
RAUSCH et al. (2011)	Placa volar e placa dorsal de liga titânio-alumínio-nitrogênio. Espessura de 2,4 mm.	-	Teste dinâmico de 5000 ciclos.	$k_i = [23,1;75,3]$; $k_c = [32,0;40,0]$.
RAUSCH et al. (2013)	Placa volar e placa dorsal de liga titânio-alumínio-nitrogênio. Espessura de 2,4 mm.	-	Carga senoidal de 150 N, num total de 5000 ciclos.	$k_i = [72,3;74,4]$; $k_c = [88,1;96,1]$.
CROSBY et al. (2013)	Quatro modelos de placas volares, sendo duas de titânio e duas de aço inoxidável.	CA: 0,5 mm/s, carga máxima de 250 N. F volar e dorsal de 50 N, a 0,5 mm/s.	-	Sem mudanças significativas no deslocamento da fratura. $K_a = [220;2800]$.
BAUMBACH et al. (2015)	Placas volares com parafusos inteiros e de 75% de comprimento.	-	10 ciclos iniciais de 0,2 mm, a 1 mm/s. Carregamento cíclico de 1 mm/s, até 3 mm.	Rigidez, limite elástico e força máxima semelhante entre os diferentes parafusos.

Autoria	Tipo de Placa	Monotônico	Cíclico	Resultados
SYNEK et al. (2016)	Placas volares de titânio.	-	Pré carga de 10 N por 10 ciclos e 0,2 mm de deslocamento. Carga cíclica a 1 mm/s, até 3 mm de deslocamento.	Maiores valores de k , F_{LE} e F_F para o rádio engastado. $k_c = [259,6;671,6]$.
HSIAO et al. (2017)	Placa dupla dorsal, placas volares em V e T.	-	Pré carga de 10 N. Três fases: 100, 200 e 300 N, com 2000 ciclos em cada. Frequência: 2 Hz.	$k_c = [33;632]$.
MUGNAI et al. (2018)	Placas volares de titânio, aço inoxidável e fibra de carbono reforçada.	F: 5 mm/min.	6000 ciclos a 10 Hz, com carga de 50% da carga de falha calculada na flexão.	$K_a = [390;786]$. $k_c = [444;675]$.

Legenda: [valor mínimo; valor máximo]; F_{LE} : limite elástico [N]; F_u : carga última [N]; F_F : carga de falha [N]; F_e : carga de escoamento [N]; k : rigidez [N/mm]; k_i : rigidez inicial [N/mm]; k_c : rigidez após carregamento cíclico [N/mm]; k_f : rigidez após a falha do material [N/mm]; K_a : rigidez após o carregamento axial [N/mm]; CA: compressão axial; F: flexão; Média: média de idade.

Fonte: O autor, 2021.

1.2 Método dos Elementos Finitos (MEF) e a Fratura do Rádio Distal

No âmbito da engenharia estrutural, o Método dos Elementos Finitos (MEF) tem como objetivo determinar o estado de tensão e deformação de um sólido que possui geometria arbitrária, sujeito a esforços externos (AZEVEDO, 2003). O MEF pode ser utilizado em diversas áreas, como por exemplo, as ciências biológicas e exatas, todavia tem se destacado a nível de desenvolvimento no projeto de estruturas, envolvendo áreas da Engenharia Mecânica e da Engenharia Civil (AZEVEDO, 2003).

Além disso, o Método dos Elementos Finitos tem sido uma ferramenta computacional fundamental aplicada na engenharia biomecânica, para avaliar o comportamento de implantes e próteses dentárias (GENG et al., 2001). O MEF também tem sido utilizado na ortopedia, simulando problemas mecânicos em ossos e fazendo o dimensionamento das propriedades geométricas e mecânicas da região óssea (ZYSSET et al., 2013). Tratamentos cirúrgicos na coluna também usam o MEF na simulação de ensaios biomecânicos, oferecendo dados que auxiliam na compreensão do comportamento mecânico da coluna (OPPERMANN et al., 2017).

Nesta seção são apresentados os principais aspectos de trabalhos que realizaram simulações numéricas pelo método dos elementos finitos (MEF) de sistemas de fixação aplicados em fraturas do rádio distal.

Observou-se uma semelhança dentre os objetivos dos trabalhos numéricos encontrados na literatura. Grande parte deles buscou determinar o impacto que diferentes modelos de placas

volares quanto à tensão máxima de von Mises presente nessas estruturas e na região da fratura (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; CHENG et al., 2007; CAITI et al., 2019; SYNEK et al., 2021), além de estimar o deslocamento da superfície distal do rádio (KNEZEVIC et al., 2017).

1.2.1 Geometria e propriedades mecânicas do osso

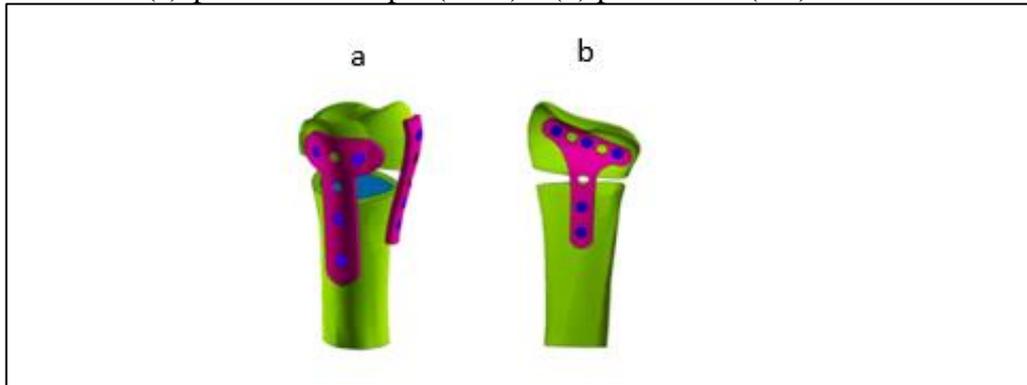
Grande parte dos trabalhos encontrados na literatura obteve a geometria do osso por meio de uma tomografia computadorizada de raios de cadáver. Os parâmetros de aquisição consistiram de 80 camadas com 1 mm de espaçamento, com resolução de 0,24 mm/pixel por imagem (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; CAITI et al., 2019). Houve estudos em que raios cadavéricos foram escaneados por um *scanner* óptico, a fim de obter as superfícies externas do osso. Realizaram-se digitalizações em 3D para reconstrução da estrutura do rádio por meio das superfícies obtidas (SYNEK et al., 2015; KNEZEVIC et al., 2017).

Em grande parte dos trabalhos encontrados na literatura (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; KNEZEVIC et al., 2017; CAITI et al., 2019), atribuiu-se ao osso cortical um coeficiente de Poisson de 0,3 e módulo de Young de 17 GPa, enquanto que para o osso esponjoso tais valores foram de 0,3 e 1,3 GPa, respectivamente (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; KNEZEVIC et al., 2017; CAITI et al., 2019).

1.2.2 Tipos de placa

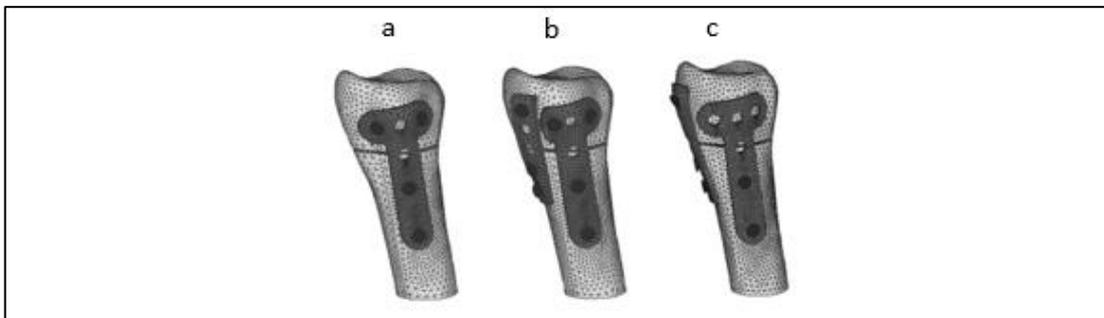
Observou-se um número elevado de modelos de placa estudados via simulações numéricas. Alguns estudos construíram placas duplas, em formatos de “L”, “I” e “T”, para placas dorsais e volares (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007; CHEN et al., 2013). Nas Figuras 8 e 9 tem-se uma representação de alguns dos modelos citados. Ademais, alguns estudos buscaram avaliar não só diferenças em relação ao formato, mas também em relação à disposição dos parafusos e à espessura da placa (CHEN et al., 2013; CAITI et al., 2019).

Figura 8 – Modelos de placas de fixação utilizadas nas simulações.
(a) placa dorsal dupla (DDP) e (b) placa volar (VP).



Fonte: LIN et al., 2012.

Figura 9 – Modelos de placa utilizados para a análise em elementos finitos.
(a) placa individual, (b) placa dupla e (c) placa dupla modificada.



Fonte: CHENG et al., 2007.

1.2.3 Interfaces de contato

O comportamento mecânico das superfícies de contato entre rádio-placa e rádio-parafusos foi definido de modo semelhante. Para a interface rádio-placa, utilizou-se um coeficiente de atrito de 0,3, sendo que o contato foi simulado via elementos de contato nó-superfície ou superfície-superfície (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; CHENG et al., 2007; KNEZEVIC et al., 2017).

1.2.4 Convergência de malha

Na maioria dos trabalhos, realizou-se a convergência de malha a fim de obter uma maior exatidão nos resultados. Dentre estes trabalhos, deve-se salientar que a maioria deles testou malhas com elementos de 1, 2 e 3 mm de comprimento de aresta para o implante e para o osso. Além disto, testou-se a convergência dos resultados quanto à tensão de von Mises na placa presente na região na altura da fratura e a variação no espaçamento entre o osso distal e o proximal, que representa a fratura (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007). Considerou-se como satisfatória uma variação de no máximo 5% entre os resultados de deslocamento da fratura, energia de distorção e tensão. Tal variação foi calculada como a diferença percentual dos parâmetros analisados entre sucessivos modelos resultantes do processo de convergência de malha.

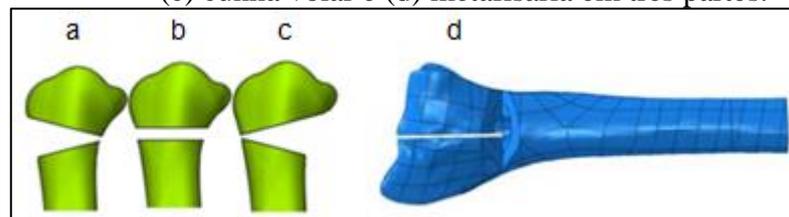
1.2.5 Validação do modelo

Apenas três trabalhos numéricos revisitados validaram o modelo com comparação a resultados *in vitro* (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007). Em geral, aplicou-se uma carga axial de compressão na superfície distal do rádio, com módulo na faixa 10-100 N (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007). A rigidez obtida para placa volar foi comparada com aquelas obtidas em ensaio experimental de compressão axial a uma taxa constante de 2 mm/s, com carga aplicada por meio de uma esfera de compressão de aço e 24 mm de diâmetro, em contato com a superfície distal do osso (GESENSWAY, et al., 1995). Nos ensaios experimentais a rigidez de uma placa volar em “T” foi de 1,57 N/mm, enquanto que de uma placa dorsal atingiu 3,97 N/mm, sendo ambos os implantes de aço inoxidável 316L e 1,5 mm de espessura (GESENSWAY, et al., 1995).

1.2.6 Tipos de fratura

As fraturas simuladas nos trabalhos foram predominantemente de dois tipos: extra-articular reta (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; CHENG et al., 2007; CHEN et al., 2013; KNEZEVIC et al., 2017; CAITI et al., 2019) e em cunha (SYNEK et al., 2015). Lin et al. (2012), no entanto, avaliaram ambos os modelos (Figura 10). Parte dos estudos que optaram por simular o primeiro tipo possuem semelhanças quanto à dimensão e à disposição da fratura, utilizando um espaçamento de 1 mm entre as partes do osso e estando o centro da fratura a 25 mm da superfície distal do rádio. Já nas fraturas em cunha, as cotas não foram fixas entre os cortes realizados nas partes volar e dorsal do rádio.

Figura 10 – Tipos de fratura: (a) cunha dorsal, (b) metafisária, (c) cunha volar e (d) metafisária em três partes.

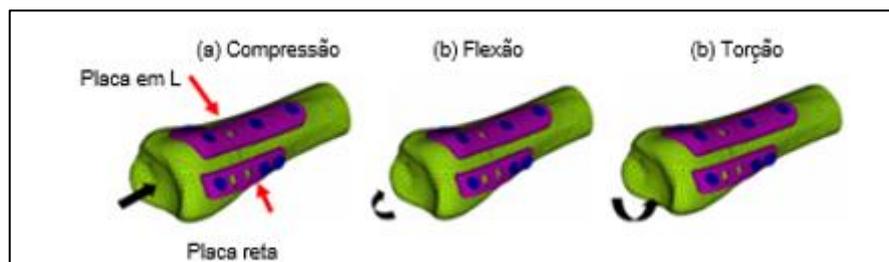


Fonte: LIN et al., 2012.

1.2.7 Tipos de carregamento

Os carregamentos predominantes utilizados nas simulações numéricas foram os seguintes: compressão axial, flexão e torção, sendo o primeiro deles variando de 10 a 100 N e os dois últimos com momento de 1,0 a 2,5 Nm (Figura 11). Apenas um dos trabalhos aplicou cargas por controle de deslocamento da superfície distal do rádio (SYNEK et al., 2015). As cargas foram majoritariamente aplicadas na superfície distal do osso, com engaste da parte proximal, buscando aproximar as simulações das condições de ensaios *in vitro*. Não foram encontrados na literatura trabalhos numéricos que aplicassem cargas de compressão por meio de uma esfera em contato com a superfície distal do osso, como foi visto em estudos experimentais já citados no presente trabalho (OSADA et al., 2004; HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018).

Figura 11 – Carregamentos aplicados nas simulações numéricas.



Fonte: LIN, YUO-HAO E CHEN, 2006.

Estudos de simulação que avaliaram o desempenho mecânico de placas volares enfatizaram a tensão de von Mises presente no implante, não havendo assim resultados relativos à rigidez do sistema. Alguns dos trabalhos estudaram a influência do modelo de implante nos valores de tensão de von Mises nas placas volares (CHENG et al., 2007; LIN et al., 2012; CAITI et al., 2019), enquanto que outros estimaram a influência do tipo de fratura (LIN et al., 2012). Por fim, a influência do tipo de carregamento também foi estudada, obtendo-se tensão máxima de von Mises para compressão, flexão e torção (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006).

1.2.8 Propriedades mecânicas das placas

Em todos os trabalhos de simulação computacional estudados (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; CHENG et al., 2007; LIN et al., 2012; CHEN et al., 2013; SYNEK et al., 2015; KNEZEVIC et al., 2017; CAITI et al., 2019), assumiu-se para as placas e parafusos um comportamento linear elástico representando ligas de titânio com módulo de Young no valor de 110 GPa e o coeficiente de Poisson no valor de 0,3.

1.2.9 Síntese dos trabalhos de simulação numérica

Nas Tabelas 3 e 4 é apresentada uma síntese dos trabalhos discutidos nessa seção, com os principais aspectos (objetivo, geometria, modos de contato, propriedades dos materiais, convergência, validação, tipo de placa, de fratura e de carregamento).

Tabela 3 - Síntese de estudos que utilizaram o MEF de fraturas na região distal do rádio.

Autoria	Objetivo	Geometria	Interface placa-osso	Interface parafuso-osso	Osso cortical	Osso esponjoso
Lin et al. (2006)	Desempenho biomecânico de sistemas de fixação com diferentes ângulos (50, 70 e 90°) entre placas.	1 homem saudável. TC: 80 camadas, intervalo 1 mm; resolução de 0,24 mm/pixel.	Contato não-superfície. Deslizamento tangencial. Atrito: $\mu = 0,3$.	Osseointegração.	Linear, elástico e homogêneo. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,3$.	Linear, elástico e homogêneo. $E = 1,3$ GPa. $\nu = 0,3$.
CHENG et al. (2007)	Desempenho biomecânico de três modelos de fixação.	1 homem saudável. TC: 80 camadas, intervalo 1 mm; resolução de 0,24 mm/pixel.	Elementos de contato não-lineares. Atrito: $\mu = 0,3$.	Osseointegração.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,3$.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 1,3$ GPa. $\nu = 0,3$.
LIN et al. (2012)	Avaliar os efeitos do tipo de fratura, do tipo de fixação e do carregamento pós-operatório nas respostas biomecânicas.	1 homem saudável. TC: 80 camadas, intervalo 1 mm.	Elementos de contato não-lineares. Atrito: $\mu = 0,3$.	Osseointegração.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,3$.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 1,3$ GPa. $\nu = 0,3$.
CHEN et al. (2013)	Design ótimo de uma placa dupla dorsal avaliando os efeitos causados pela mudança das condições de osteoporose, do design placa-parafuso e das condições de fixação.	Modelos CAD exportado para o ANSYS.	Elementos de contato não-lineares. Atrito: $\mu = 0,3$.	Osseointegração.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,3$.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 1,47$ GPa. $\nu = 0,3$.
KNEŽEVIĆ et al. (2017)	Força de três placas dorsais de travamento com uma placa dorsal de travamento em "T", utilizando o MEF.	1 rádio distal direito saudável. Digitalizações em 3D por meio de um <i>scanner</i> óptico.	Contato superfície-superfície, deslizamento finito. Atrito: $\mu = 0,3$.	-	Linear, isotrópico e homogêneo. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,3$.	Linear, isotrópico e homogêneo. $E = 1,3$ GPa. $\nu = 0,3$.
CAITI et al. (2019)	Otimizar uma placa volar em relação ao tamanho da placa e a distribuição dos parafusos.	Tomografias bilaterais de alta resolução dos rádios de cinco pacientes.	-	-	Linear, elástico e isotrópico. $E = 17$ GPa. $\nu = 0,33$.	Linear, elástico e isotrópico. $E = 1,3$ GPa. $\nu = 0,3$.
SYNEK et al. (2015)	Avaliar a influência da densidade óssea na rigidez axial e nas tensões no implante.	25 rádios cadavéricos congelados foram escaneados.	Separação por meio da duplicação dos nós dos elementos correspondentes.	Osseointegração.	Propriedade do osso varia de acordo com o material utilizado.	Propriedades do osso variaram de acordo com o material utilizado.

Legenda: TC: tomografia computacional; E : módulo de Young; μ : coeficiente de atrito; ν : coeficiente de Poisson.

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 4 - Outros aspectos referentes aos trabalhos produzidos via simulação numérica.

Autoria	Convergência de malha	Validação	Tipo de placa	Tipo de fratura	Tipo de carregamento	Resultados
Lin et al. (2006)	Malhas testadas: 1,2 e 3 mm. Variáveis: σ_{max} , E_s e d. Convergência (%): 5 %. Malha utilizada: 2 mm.	Teste: CA de 100 N. Variável: rigidez da placa em "L". Experimental: GESENSWAY et al. (1995).	Placas de titânio (uma reta e outra em "L") de 1,6 mm de espessura.	Extra-articular de 1 mm, a 25 mm da superfície distal.	CA: 100 N; F e T: 1 Nm.	Axial e torção: σ_{max} diminuiu com o aumento de θ .
CHENG et al. (2007)	Malhas testadas: 1,2 e 3 mm. Variáveis: σ_{max} , E_s e d. Convergência: 5 %. Malha utilizada: 2 mm.	Teste: CA de 10, 25, 50 e 100 N. Variável: rigidez da placa em "T". Experimental: GESENSWAY et al. (1995).	1º modelo: placas de titânio de 2 mm (em "T" e "I") com $\theta = 90^\circ$; 2º modelo: semelhante ao primeiro, mas com $\theta = 70^\circ$. 3º modelo: placa simples de titânio de 3,5 mm (em "T").	Extra-articular de 1 mm, a 25 mm da superfície distal.	CA: 10, 25, 50 e 100 N. F e T: 1, 1,5, 2,0 e 2,5 Nm.	Para 50 N de carga axial e 2,0 Nm para flexão e torção, a placa simples foi a que apresentou maior σ_{max} tanto para o osso quanto para fixação.
LIN et al. (2012)	Malhas testadas: 1,2 e 3 mm. Variáveis: E_s e d. Convergência (%): 5 %. Malha utilizada: 1 mm.	Teste: CA de 10, 25, 50 e 100 N. Variável: rigidez da placa volar. Experimental: GESENSWAY et al. (1995).	Placa volar e placa dorsal dupla, ambas de titânio e de 2,4 mm.	Cunha dorsal e cunha volar. Extra-articular (3mm, a 25 mm da superfície distal).	CA: 100 N; F e T: 1 Nm.	Tipo de fratura não influenciou na σ_{max} no osso e nas placas. A placa volar apresentou maior σ_{max} .
CHEN et al. (2013)	Variáveis: E_s e d. Convergência (%): 2 %. Malha utilizada: sem informação.	-	Placa dorsal dupla, feita de titânio. Espessura: 1,2, 1,5 e 1,8 mm.	Extra-articular de 3 mm, a 23,5 mm da extremidade distal.	CA: 100 N; F e T: 1 Nm.	Design ótimo: placa com espessura de 1,8 mm e largura de 6 mm. Dois parafusos na região proximal, com 2,8 mm de diâmetro.
KNEŽEVIĆ et al. (2017)	Malha com elementos tetraédricos de dez nós quadráticos.	-	Placas dorsais em "T".	Extra-articular e intra-articular do rádio em duas partes.	CA: 50 N. F volar e dorsal: 50 Nmm.	Maior deslocamento da extremidade do rádio para placa em T.
CAITI et al. (2019)	Malhas testadas: 0,0368; 0,0355 e 0,0339 mm. Convergência: 0,02 %. Malha 0,0339 mm.	-	Placas volares de titânio. Espessura: 1,0, 1,5, 1,9 e 2,4 mm. Diferentes formatos e tamanhos.	Extra-articular.	CA: 50 N; F e T: 1 Nm.	Espessura: inversamente proporcional à σ_{max} . É adequada: flexão para 1,5 e 1,9 mm.
SYNEK et al. (2015)	-	-	Placa volar de titânio com 2 mm de espessura.	Cunha dorsal com abertura de 10 mm.	Deslocamento axial de 1 μ m.	Modelo <i>IsoHom</i> apresentou maior tensão na placa.

Legenda: E_s : energia de distorção; d: deslocamento da fratura; CA: compressão axial; F: flexão; T: torção; σ_{max} : tensão máxima de von Mises.

Fonte: O autor, 2021.

Grande parte dos estudos numéricos vistos na literatura obtiveram a geometria do osso pelo processo de tomografia computadorizada. Quanto ao método de aplicação de carga, os artigos encontrados se restringiram a cargas de compressão axial, flexão e torção, com magnitude variando entre 10 e 100 N. Além disso, considerou-se o comportamento do implante como elástico e linear e para o osso cortical e esponjoso considerou-se materiais lineares, elásticos e isotrópicos.

Nota-se que o Método dos Elementos Finitos é uma ferramenta útil para a análise biomecânica de implantes ortopédicos, como por exemplo, placas de osteo-síntese na região distal do rádio. A busca pela melhor configuração de placa e carregamento que minimize as tensões e as deformações, sem comprometer o aspecto funcional dos implantes é um dos objetivos dos estudos numéricos envolvendo placas volares. Neste sentido, estudamos nesta dissertação, por MEF, uma placa volar com diferentes formatos, para diferentes tipos de carregamento e materiais, a fim de compreender o efeito destas mudanças nos parâmetros mecânicos de rigidez, tensão e deformação.

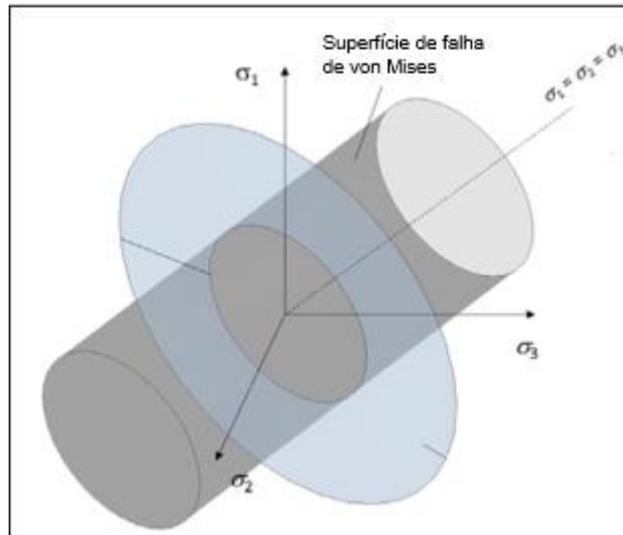
1.3 Tensão equivalente de von Mises (σ_v) e tensões principais

O critério de von Mises, também conhecido como critério da energia de distorção máxima, baseia-se no cálculo da energia de distorção presente em dada estrutura, oriunda das variações na forma. Segundo este critério, o componente estrutural está seguro desde que sua energia de distorção máxima por unidade de volume não ultrapasse o valor necessário para provocar o escoamento. Para um carregamento uniaxial, esta tensão corresponde ao limite de escoamento. Para verificar a segurança por meio deste critério de falha, utiliza-se a estimativa da tensão equivalente de von Mises (σ_v), dada pela Equação 1. As componentes de tensão σ_x , σ_y e σ_z referem-se às tensões normais, enquanto que τ_{yz} , τ_{zx} e τ_{xy} indicam as tensões cisalhantes presentes no corpo.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2 + \tau_{xy}^2)]} \quad (1)$$

Desta forma, garante-se a segurança para carregamento estático da estrutura se o valor de σ_v for inferior ao limite de escoamento σ_e do material. Tal critério é utilizado para materiais dúcteis, que é o caso das placas estudadas. Na Figura 12 tem-se uma representação da região segura segundo o critério de von Mises. Qualquer combinação de tensões principais que estiver no interior do limite cilíndrico faz com que σ_v seja menor que σ_e , garantindo a segurança do componente.

Figura 12 – Superfície de escoamento segundo o critério de von Mises.



Fonte: BERTARELLI, 2016.

Para um estado triplo de tensões, há três planos ortogonais entre si nos quais as tensões tangenciais são nulas (HIBBELER, 2000). Desta forma, a aplicação do tensor T (Equação 2), composto pelas tensões normais e cisalhantes, em dado versor h (Equação 3), deve gerar um vetor na mesma direção de h (Equações 4 e 5).

$$T = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$h = \begin{pmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$Th = \lambda h \quad (4)$$

Logo:

$$[T - \lambda I]h = 0 \quad (5)$$

Como h é um versor, a solução $h = 0$ não é aceita. Para que o sistema admita outras soluções, o sistema deve ser indeterminado e por isso, seu determinante deve ser nulo (Equação 6).

$$\det[T - \lambda I] = \lambda^3 - I_1\lambda^2 + I_2\lambda - I_3 = 0 \quad (6)$$

Os invariantes I_1 , I_2 e I_3 são dados por:

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z \quad (7)$$

$$I_2 = \sigma_y\sigma_z + \sigma_z\sigma_x + \sigma_x\sigma_y - \tau_{yz}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{xy}^2 \quad (8)$$

$$I_3 = \det \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (9)$$

As tensões principais $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ são obtidas por meio das raízes do polinômio característico (Equação 6) dadas pelo parâmetro λ , sendo $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$. Elas indicam a característica do comportamento da tensão, sendo este trativo ou compressivo.

2 OBJETIVOS

O objetivo desta dissertação foi desenvolver um modelo paramétrico em elementos finitos para estudar o comportamento mecânico do sistema rádio fraturado na região distal e implante volar. Duas ligas metálicas foram estudadas, aço inoxidável austenítico e liga de titânio. Considerou-se o comportamento elastoplástico para ambas, diferentemente do que foi realizado nos trabalhos da literatura onde utilizaram comportamento linear elástico para os materiais estudados. Além disto, a rigidez do sistema foi estimada considerando cargas trativas e compressivas axialmente aplicadas e de módulo até 600 N, valor superior à carga máxima vista nos estudos numéricos presentes na literatura que corresponde a 100 N. A magnitude de 600 N foi aplicada nas simulações pois o Tribunal Superior do Trabalho brasileiro determina como a carga máxima que um trabalhador do sexo masculino pode suportar (Consolidação das Leis do Trabalho, 1943), provavelmente considerando as duas mãos. Entretanto, deve-se salientar que tal carga aplicada é superior às definidas pela ACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists, USA) que é de 320 N e pelo NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, USA), equivalente a 230 N. Logo, as simulações realizadas aplicam cargas de magnitude próxima às observadas em pacientes quando sofrem uma queda. A rigidez do conjunto rádio fraturado e implante foi considerado para uma carga próxima de 300 N.

3 METODOLOGIA

Para a realização das simulações numéricas foi necessária a construção do modelo composto pelo rádio, placa e parafusos, além da atribuição das propriedades mecânicas de cada um destes componentes. Ademais, foram escolhidos os tipos e magnitudes de carregamentos que seriam utilizados nas análises, objetivando conhecer a influência do tipo de material e do formato da placa, além do método de carga aplicado. Desta forma, será apresentada nesta seção a descrição da geometria do modelo e como se procederam as simulações.

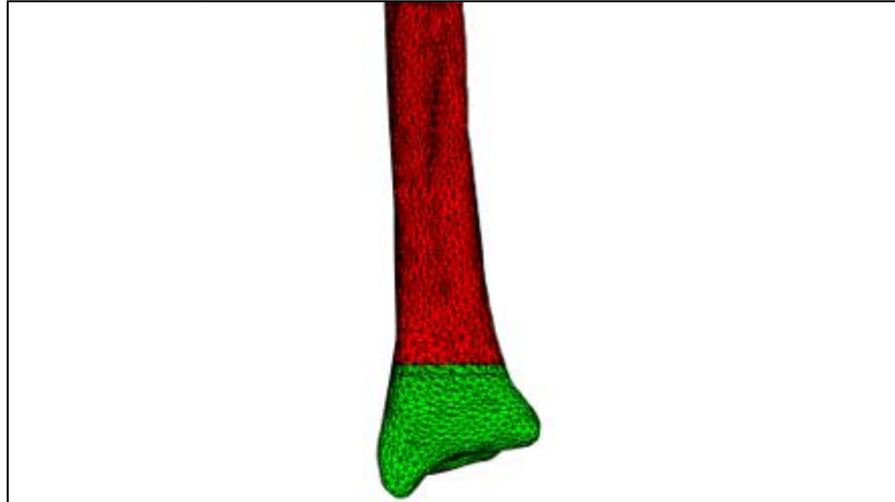
3.1 Obtenção da geometria do modelo

A geometria do modelo foi criada por meio de dois softwares, Matlab e Ansys Mechanical APDL (*ANSYS Parametric Design Language*). O Matlab foi usado para maior controle e modificação da geometria, sendo que no ANSYS é definida a malha em elementos finitos e as simulações são realizadas. A interface entre os dois programas foi realizada com o Matlab escrevendo as linhas de código do Ansys *APDL* que são usadas para realizar as simulações. O uso da linguagem paramétrica no Ansys permite um maior controle na construção da geometria em elementos finitos, definição das propriedades mecânicas de cada componente, pontos da curva tensão *vs* deformação do comportamento dos materiais do implante, além dos aspectos referentes à simulação, como o número de passos em cada uma delas e a magnitude da carga ou deslocamento aplicado.

3.1.1 Geometria do rádio

Primeiramente, utilizou-se um arquivo tipo STL (*Stereolithography*) com a geometria externa superficial de um rádio adulto do antebraço direito (Figura 13), presente na base de dados *LifeScience* (<https://lifesciencedb.jp>). Tal superfície é reconstruída de imagens obtidas por tomografia computadorizada que é um método radiológico capaz de descrever as seções internas do corpo humano (RODRIGUES e VITRAL, 2007).

Figura 13 – Superfície externa do rádio obtida na base de dados.

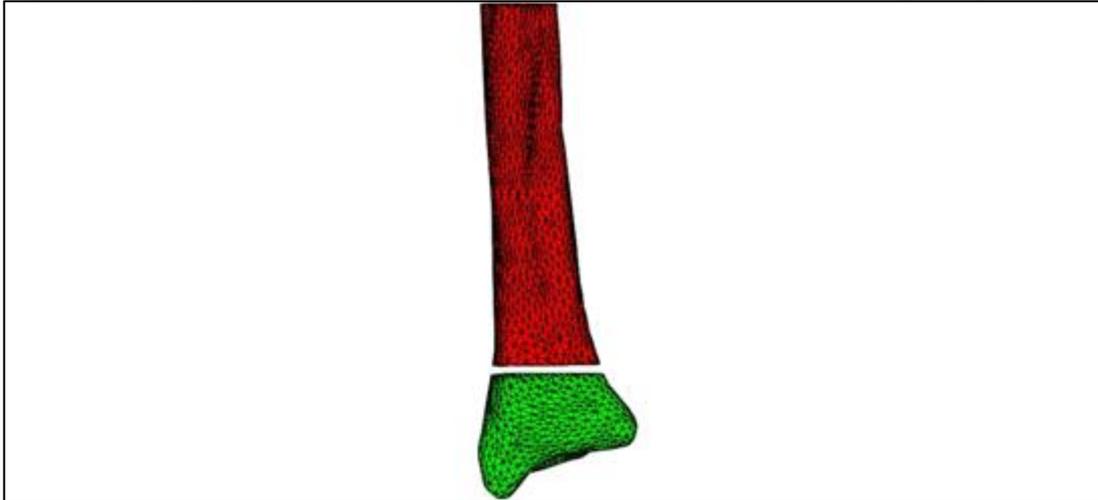


Fonte: O autor, 2021.

Alinhou-se o rádio com os eixos principais mediante uso da ferramenta computacional conhecida como Análise dos Componentes Principais (ACP), a fim de restringir os componentes da estrutura formada pelos vértices. A ACP é uma técnica utilizada em análise de dados para redução de dimensionalidade (MARTÍNEZ e KAK, 2001). No caso do presente trabalho, a ACP foi utilizada para alinhar o eixo do rádio (eixo de menor inércia) com os eixos cartesianos.

Uma vez a geometria importada no Matlab, rotinas computacionais foram utilizadas para fazer cortes na superfície do STL. O primeiro corte separou a parte proximal da parte distal do osso, retirando-se parte da superfície a fim de formar a fratura na região distal do osso. Posteriormente, para a região proximal, uma nova malha quadrilátera foi aplicada sobre a malha original com o intuito de obter um maior controle da densidade de malha em tal região. A superfície resultante já com os cortes realizados e com o alinhamento do rádio é mostrada na Figura 14.

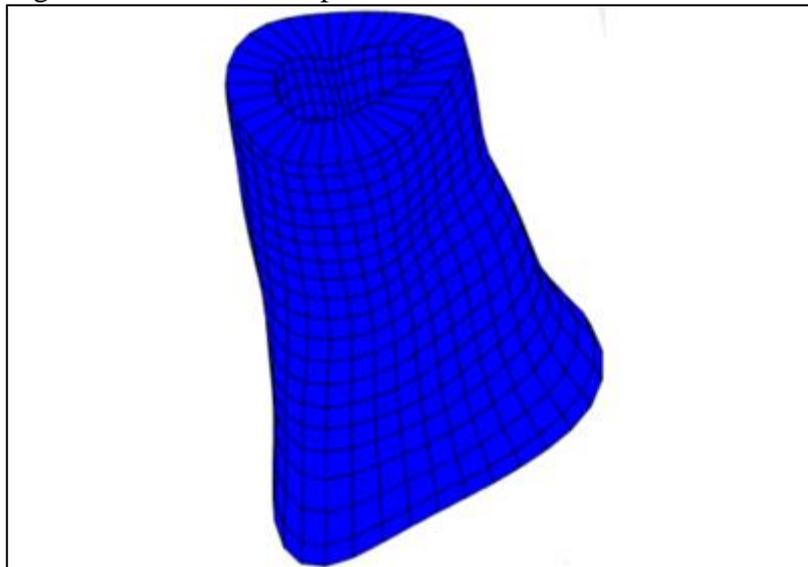
Figura 14 – Superfície externa com os cortes e alinhada com os eixos principais.



Fonte: O autor, 2021.

Para a malha interna, realizou-se um processo chamado de *offset*, que consiste basicamente na formação de uma nova malha com faces e planos paralelos à da malha externa e à distância fixa dos planos da face da superfície original (ROSS e HAMBLETON, 2015). Para cada vértice que formava a malha externa, calculou-se um vetor normal a tal vértice, considerando os planos ligados ao vértice. Com a normal e a posição do vértice da malha externa e uma distância arbitrária de espessura cortical, obteve-se a posição dos vértices que formam a malha interna do osso. A malha pode ser vista na Figura 15.

Figura 15 – Malha da superfície interna e externa do rádio.

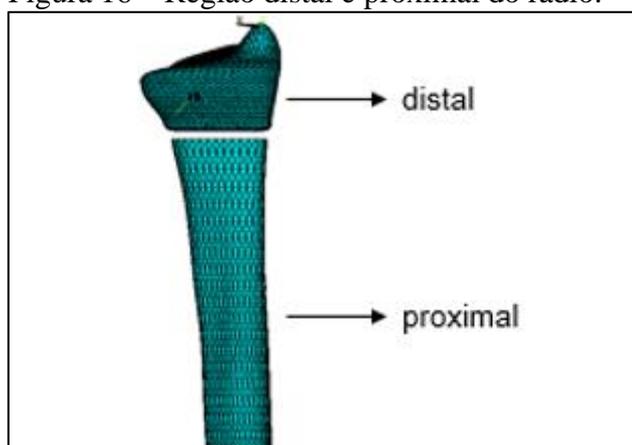


Fonte: O autor, 2021.

Os pontos oriundos do arquivo STL formavam as áreas que constituem a superfície externa do osso. Para a parte proximal do osso, gerou-se no Matlab áreas quadriláteras por meio dos pontos da superfície externa do arquivo STL. Para parte distal realizou-se procedimento análogo, porém com áreas triangulares. Na Figura 16 temos a indicação de cada parte que compõe o osso.

As áreas formadas foram exportadas do Matlab para o Ansys com o intuito de formar volumes para construção da estrutura do osso. Aplicou-se o processo de discretização nos volumes do osso proximal e do osso distal esponjoso, a fim de formar elementos tetraédricos. Para auxiliar no processo de obtenção dessa malha, primeiramente foi definida uma malha superficial de elementos triangulares nos volumes dos ossos através do elemento do tipo *Mesh200*. Tal malha não contribui para a rigidez do sistema, contudo, é usada para auxiliar a construção de elementos sólidos tridimensionais. Construiu-se então, no Ansys Mechanical, sólidos tetraédricos para formar a geometria do osso cortical e do osso esponjoso.

Figura 16 – Região distal e proximal do rádio.



Fonte: O autor, 2021.

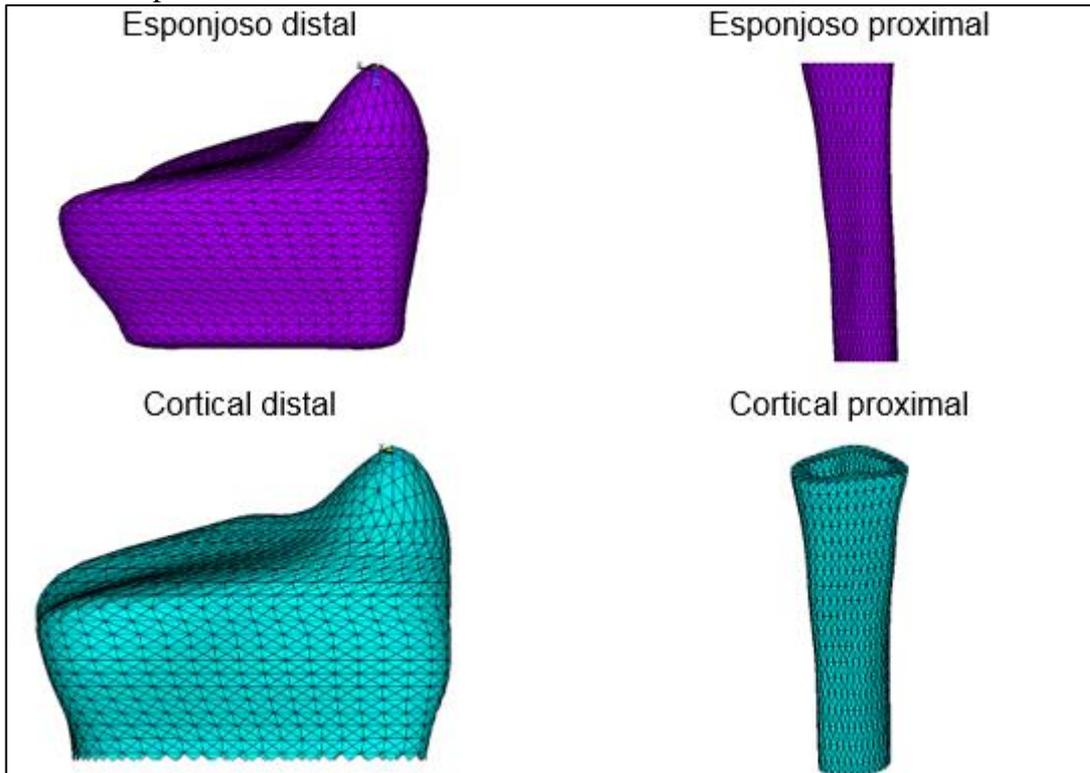
Para a parte proximal do osso, tanto o osso cortical quanto o osso esponjoso foram definidos como elemento *Solid187*, disponível na biblioteca do Ansys. O elemento *Solid187* é um elemento tridimensional de 10 nós, com 3 graus de liberdade em cada nó e formato tetraédrico, sendo seu uso adequado para modelagem de malhas irregulares.

Em relação à região distal, utilizou-se o elemento *Solid187* para o osso esponjoso. Quanto ao osso cortical, ele foi definido como elemento *Shell281*. Tal elemento foi escolhido pois o osso cortical do rádio na parte distal é uma parede fina, sendo assim representado no presente trabalho por meio da aplicação de um invólucro de 0.3 mm de espessura sobre a parte esponjosa.

O elemento *Shell281* possui oito nós com seis graus de liberdade cada, podendo transladar e rotacionar nas direções x, y e z. É adequado para representar estruturas de cascas finas e até de espessuras moderadas segundo o manual do Ansys.

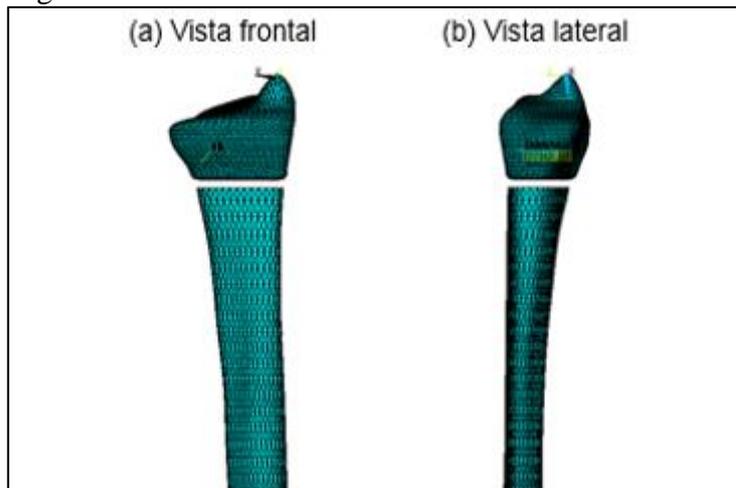
Na Figura 17 temos a representação das seções do rádio e da malha aplicada, e na Figura 18, o rádio com a fratura distal.

Figura 17 – Representação dos ossos cortical e esponjoso nas regiões distal e proximal.



Fonte: O autor, 2021.

Figura 18 – Geometria do rádio em elementos finitos.



Fonte: O autor, 2021.

3.1.2 Geometria do implante

Para a superfície do implante, foram definidos pontos chaves que determinam o contorno da estrutura. Para realizar esse processo, primeiramente estudou-se diferentes modelos de placa (com e sem reentrância), a fim de se desenhar um novo modelo. Tal geometria foi desenhada sobre um grid (malha quadriculada), buscando-se assim os pontos cruciais para formar a estrutura. As coordenadas de cada um dos pontos estão disponíveis no Apêndice deste trabalho. Por meio de tais pontos, formou-se o contorno desejado ligando-se cada um dos pontos através de *splines*. Isso permitiu que a geometria fosse inserida de maneira paramétrica no Ansys APDL, permitindo-se a mudança da geometria por meio da alteração das coordenadas dos pontos previamente definidos. Desta forma, gerou-se uma malha superficial quadrilátera com o formato do implante, sendo que tal malha foi projetada sobre a superfície do osso numa rotina Matlab. Posteriormente, realizou-se o processo de *offset* nos pontos da malha formada, gerando sucessivos volumes que foram criados a fim de gerar a espessura da placa. Todas as configurações dos implantes estudados correspondem ao do braço direito, sendo a superfícies livre aquela sem contato com o rádio.

A placa volar utilizada no modelo (Figura 19) foi idealizada à semelhança das placas volares comerciais, com espessura de 1,6 mm, mesmo valor utilizado por LIN et al. (2006). Entretanto, a geometria criada não teve como objetivo representar exatamente a geometria de

algum implante já existente no mercado, com intuito de não ter conflito com nenhuma questão de direitos autorais. As dimensões da placa se encontram no Apêndice.

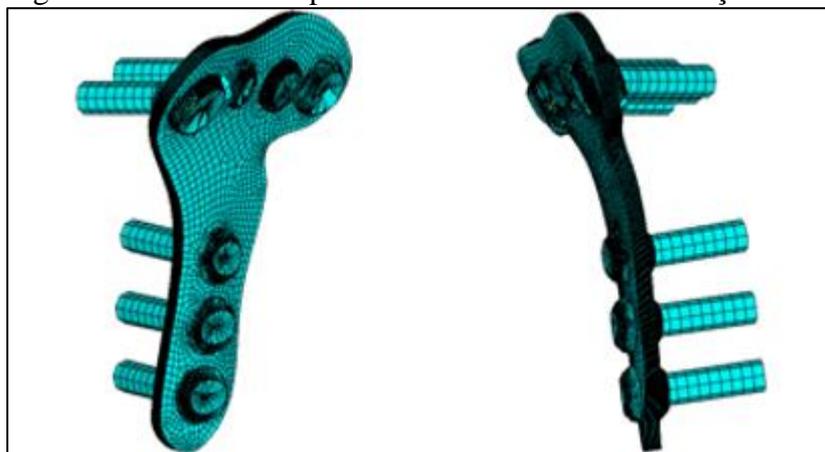
A placa foi formada por elementos hexaédricos e definida como elemento *SOLID185*, usado para modelagem de estruturas sólidas tridimensionais, sendo composto por oito nós de três graus de liberdade cada, e adequado para a simulação de materiais elastoplásticos.

Considerou-se parafusos de 2,8 mm de diâmetro e comprimento variando entre 10 e 11 mm. Os parafusos foram tratados como elementos de viga *BEAMODELO R88*, elemento utilizado para análise de estruturas compostas por vigas delgadas em sistemas não lineares de grande deformação, sendo definido por dois nós com seis graus de liberdade cada (três translações e três rotações).

A conexão entre os parafusos e o osso foi realizada conectando-se cada nó do parafuso aos três nós mais próximos do osso.

Quanto à conexão dos parafusos com a placa, criou-se um sistema de coordenadas local no centro de cada orifício, conectando-se o nó da origem de tal sistema com os nós da superfície interna de cada orifício.

Figura 19 – Modelo da placa volar utilizada nas simulações.

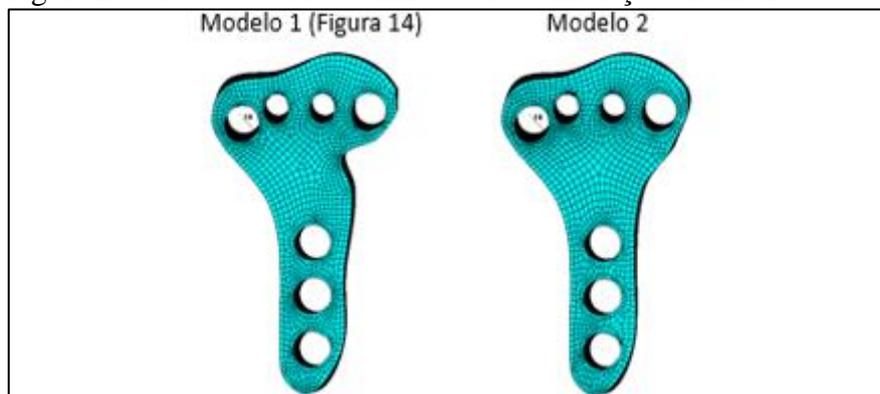


Fonte: O autor, 2021.

Posteriormente, um novo modelo de placa foi desenvolvido para estudar a influência da geometria nos resultados. A construção foi realizada de maneira semelhante ao modelo anterior, porém, retirou-se a reentrância da geometria presente na parte superior direita do implante. Na Figura 20 temos a comparação entre os dois modelos. O segundo modelo foi utilizado apenas no ensaio de compressão pontual para placas de liga de titânio. Tal ensaio será descrito nas

próximas seções deste trabalho. No Apêndice deste trabalho, são mostradas as dimensões da placa e os códigos com a definição dos pontos chave para a construção da geometria.

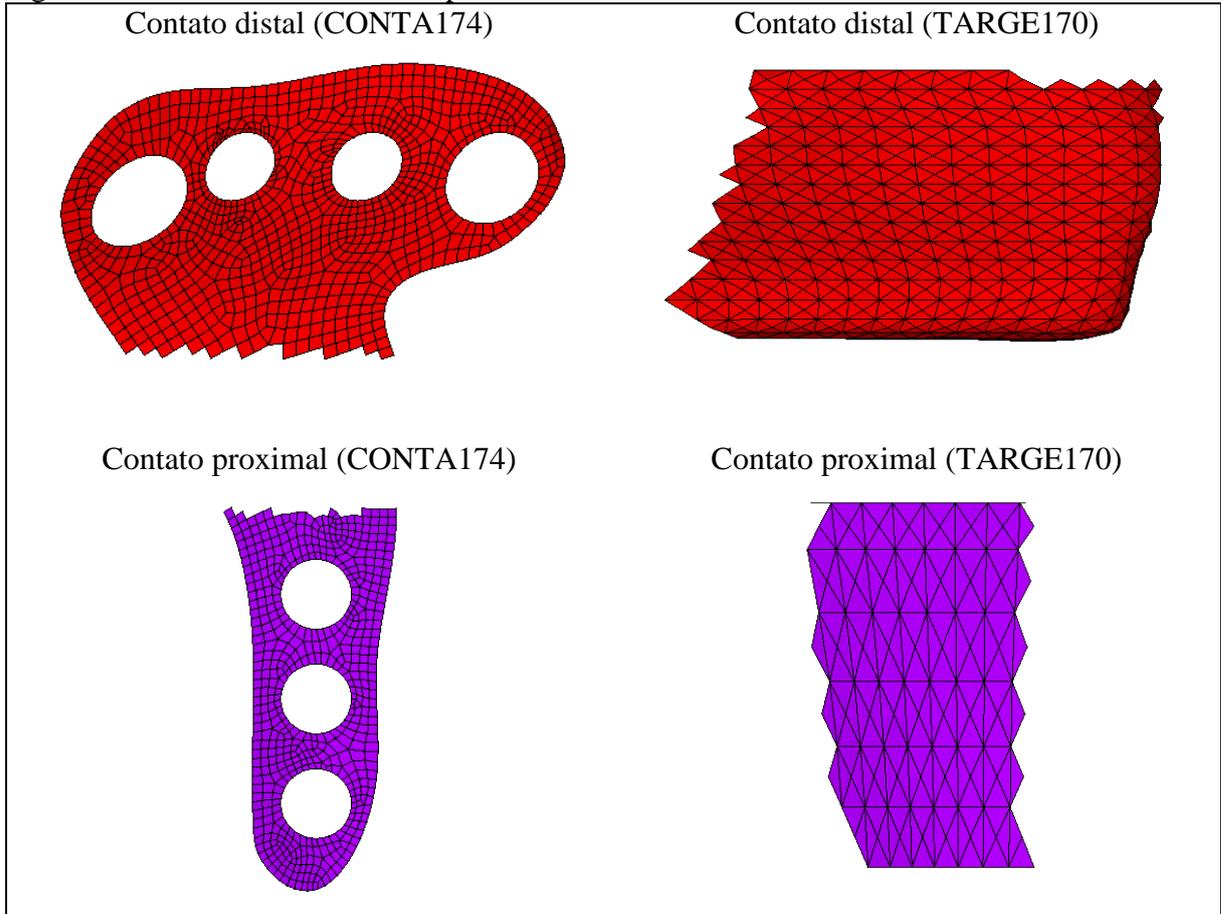
Figura 20 – Placas volares utilizadas nas simulações numéricas.



Fonte: O autor, 2021.

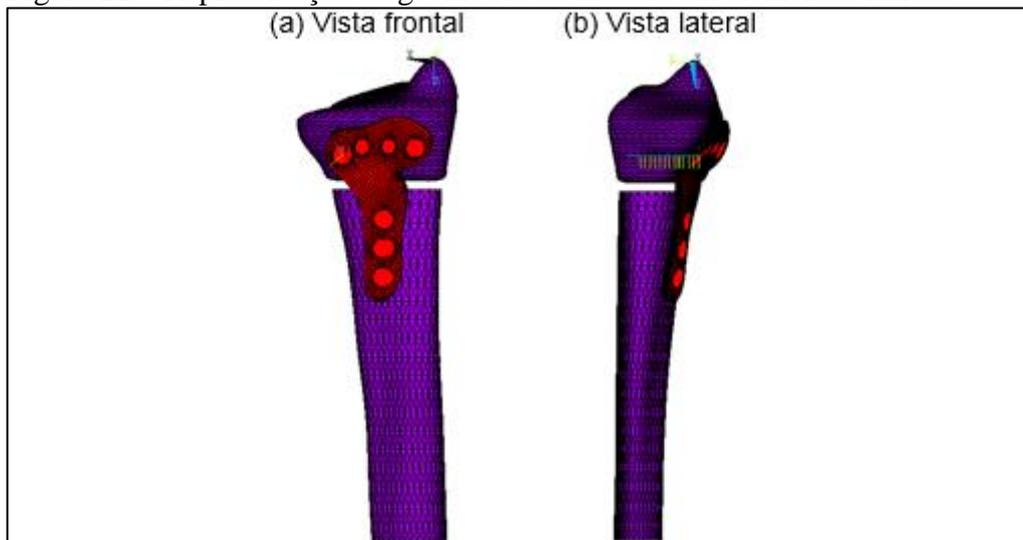
O contato entre placa e osso (Figura 21) foi simulado como sendo do tipo superfície-superfície, sendo as regiões de contato do primeiro definidas pelo elemento *CONTA174* e do último como *TARGE170*. Estes elementos são responsáveis por representar o contato e o deslizamento entre duas superfícies tridimensionais, sendo o *CONTA174* aplicado em uma estrutura de superfície deformável e o *TARGE170* em superfícies alvo associadas a elementos de contato, como é o caso do *CONTA174*. Assumiu-se para o elemento alvo, definido pelo *TARGE170* o formato triangular, sendo cada triângulo formado por seis nós, com os três vértices além de nós inseridos no centro de cada uma das arestas. Ademais, excluiu-se qualquer tipo de lacuna ou penetração geométrica entre as duas estruturas, a fim de tornar o contato mais preciso. Utilizou-se um coeficiente de atrito (μ) de 0,3 entre o implante e o rádio (LIN et al., 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007), sendo tal parâmetro independente da temperatura, do tempo e da pressão. Na Figura 22 temos a geometria final do modelo.

Figura 21 – Elementos de contato placa-osso.



Fonte: O autor, 2021.

Figura 22 – Representação da geometria do modelo em elementos finitos.



Fonte: O autor, 2021.

3.2 Propriedades mecânicas do modelo

As propriedades mecânicas das duas ligas metálicas da placa volar e dos parafusos de fixação são apresentadas a seguir. A liga Ti-6Al-4V (ASTM F136), com módulo de elasticidade de 110 GPa, coeficiente de Poisson de 0,3 (CHENG et al., 2007) e limite de escoamento de 970 MPa (YUAN, et al., 2010). O aço inoxidável austenítico (ASTM F138), os parâmetros são: módulo de elasticidade de 200 GPa, coeficiente de Poisson de 0,28 e limite de escoamento de 352 MPa (PAREDES, GROLLEAU e WIERZBICKI, 2020). As curvas tensão-deformação verdadeiras das ligas metálicas usadas nas simulações estão mostradas na Figura 18. Os pontos foram obtidos por meio do programa *PegaPonto* (OLIVEIRA et al., 2006), a partir das curvas tensão-deformação de cada material obtidas na literatura. A parte plástica da deformação foi ajustada pelo modelo de Hollomom (SAMUEL, 2005), dada pela Equação 10, e foi limitada até o ponto de máxima deformação homogênea. O parâmetro α se refere ao coeficiente de resistência, enquanto n é o coeficiente de endurecimento por deformação, sendo σ a tensão e ϵ a deformação. Para a liga de titânio obteve-se α como 1427 MPa e n como 0,0817, enquanto que para o aço inoxidável os valores obtidos foram 1291 MPa e 0,0831, respectivamente. Na obtenção destes parâmetros foi usada a função de regressão não linear de mínimos quadrados disponível na biblioteca do *Matlab 2019a*.

$$\sigma = \alpha \epsilon^n \quad (10)$$

Este método de regressão tem como dados de entrada a função que relaciona os parâmetros desejados e uma estimativa inicial. Assim, encontram-se os valores dos coeficientes fazendo-se uma minimização do somatório dos desvios quadráticos entre os valores da função predita pelo modelo (Eq. 10) e os dados de entrada (neste caso, a tensão experimental). Com isso, foi possível obter curvas tensão-deformação para ambas as ligas utilizadas (Figura 23). Os pontos de tensão (σ) e deformação (ϵ) foram inseridos nas simulações por meio de linhas de código desenvolvidas com a linguagem do Ansys APDL. Tais pontos foram utilizados na definição da curva do Ansys por modelo multilinear, considerando o material como elastoplástico. Para o regime plástico de deformação, atribuiu-se para cada um dos materiais um modelo elastoplástico de curva tensão vs deformação. Ressalta-se a diferença de deformação admissível para cada material, sendo de aproximadamente 0,1 para a liga de titânio e de 0,5 para o aço inoxidável.

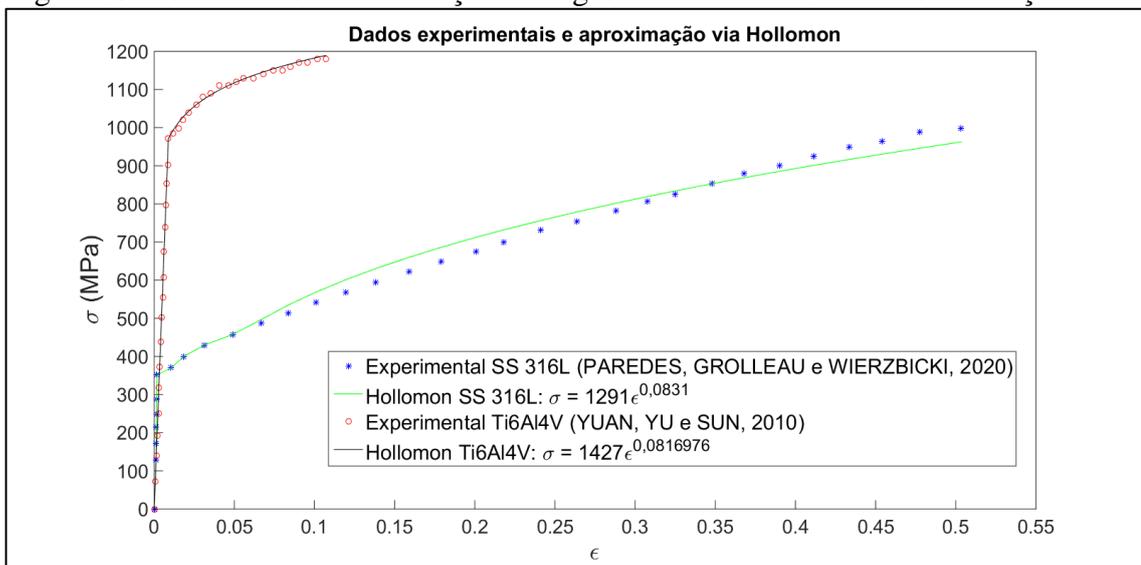
Para os ossos cortical e esponjoso foram utilizados um coeficiente de *Poisson* de 0,3 e módulo de *Young* de 17 e 1,3 GPa (CHENG et al., 2007; LIN et al., 2012; KNEZEVIC et al., 2017), respectivamente. As partes do rádio (cortical e esponjoso) foram tratadas como sendo lineares, elásticas e isotrópicas. A fratura foi simulada como sendo extra-articular, com um afastamento longitudinal entre os ossos fraturados de 2 mm. Considerou-se um coeficiente de atrito de 0,3 para todas as superfícies de contato para placa de titânio (CHENG et al., 2007), sendo que para o aço tal valor foi de 0,2 (REN et al., 2019). Na Tabela 5 são apresentadas as propriedades mecânicas de cada componente do modelo. Por simplicidade, o aço inoxidável austenítico de grau biomédico (ASTM F138) será nesta dissertação denominado de 316L. De modo semelhante, a liga Ti-6Al-4V (ASTM F36) é, por simplicidade, chamada de titânio no capítulo de Resultados e Discussão.

Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos componentes do modelo.

Componentes	Propriedades Mecânicas		
	E (GPa)	ν	σ_e (MPa)
Osso cortical	17 (CHENG et al., 2007)	0,30 (CHENG et al., 2007)	-
Osso esponjoso	1,3 (CHENG et al., 2007)	0,30 (CHENG et al., 2007)	-
Parafusos e placa (Aço inoxidável 316L)	200 (PAREDES et al., 2020)	0,28 (PAREDES et al., 2020)	352 (PAREDES et al., 2020)
Parafusos e placa (Ti-6Al-4V)	110 (CHENG et al., 2007)	0,30 (CHENG et al., 2007)	970 (YUAN, et al., 2010)

Fonte: O autor, 2021.

Figura 23 – Curva tensão-deformação das ligas metálicas utilizadas nas simulações.



Fonte: O autor, 2021.

3.3 Condições de carregamento

Os ensaios experimentais encontrados na literatura se restringiram a cargas de compressão aplicadas por meio de uma esfera que durante o ensaio entrava em contato com a superfície distal do osso, além de casos em que as duas extremidades do rádio eram engastadas a fim de restringir a rotação da estrutura, com carregamento aplicado via máquina hidráulica. Em tais ensaios, na maior parte dos trabalhos encontrados, aplicava-se um carregamento em rampa, seguido de um carregamento cíclico, até que, por fim, aplicava-se a carga de compressão até que ocorresse a falha catastrófica do material. Já os trabalhos numéricos não apresentaram muitos detalhes quanto ao método de aplicação de carga em relação à forma como os carregamentos foram simulados de maneira computacional. Os carregamentos costumam ser forças aplicadas diretamente em nós da superfície distal. Entretanto, verificou-se uma predominância cargas compressivas, além de carregamentos de flexão e torção, com magnitude variante entre 10 e 100 N. As simulações numéricas realizadas neste trabalho buscaram se aproximar dos ensaios experimentais vistos na literatura (OSADA et al., 2004; MCCALL et al., 2007; KAMEI et al., 2010; HSIAO et al., 2017; MUGNAI et al., 2018), além de inserir na análise proposta métodos de carregamentos possíveis de serem aplicados em ensaios *in vitro*. Desta forma, estudaram-se duas configurações diferentes de ensaio:

- a) Carregamento pontual: superfície distal possui liberdade para girar e transladar em todos os eixos;
- b) Carregamento paralelo: translação permitida apenas na direção paralela ao carregamento aplicado. Restringiu-se a rotação da parte distal do osso.

Em ambas as condições a extremidade proximal do rádio foi engastada. O carregamento simulou cargas fisiológicas sofridas pelo antebraço em atividades cotidianas. Tendo em vista a facilidade de simular diferentes aplicações de carga por meio do MEF, simularam-se esforços de compressão e de tração.

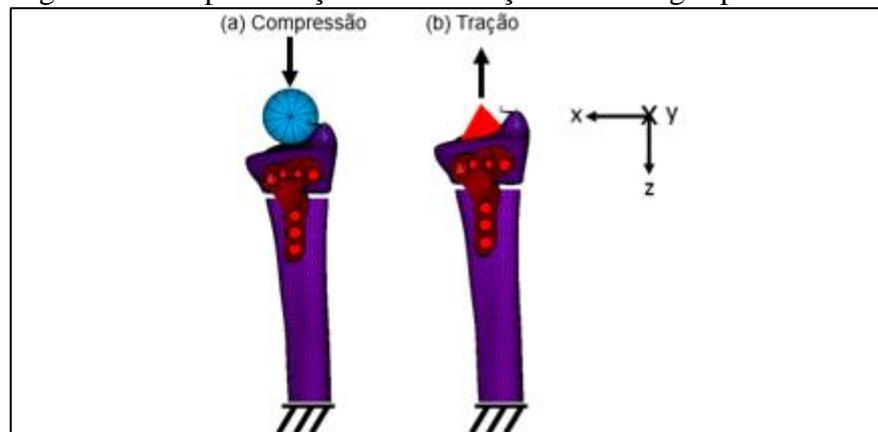
3.3.1 Cargas pontuais

Para compressão pontual (Figura 24a), realizou-se o contato de uma esfera de raio 10,0 mm com a superfície distal do rádio. O tamanho da esfera foi estimado a fim de se adequar

à área superficial da parte distal do osso. A esfera foi definida como um elemento alvo de formato esférico (*Target170*) associado ao osso, considerado um elemento de contato (*Conta174*). Para a superfície de contato do osso, os nós foram selecionados do osso cortical, criando assim uma superfície que entraria em contato com a esfera durante o deslocamento da mesma. Deslocou-se em 1,12 mm os nós da esfera mais distantes da superfície distal do rádio para que se garantisse o contato entre a esfera/o centro de carga e o rádio. Este deslocamento foi definido por meio de testes preliminares, que indicaram uma carga de reação próxima a 600 N, o máximo permitido pelo Tribunal Superior do Trabalho (TST) para um trabalhador do sexo masculino. Entretanto, a rigidez foi estimada até 300 N por rádio.

Em relação à tração pontual (Figura 24b), a posição do ponto de aplicação da carga foi coincidente ao ponto central da esfera, distando aproximadamente 10 mm da superfície distal do rádio na direção z. Criaram-se elementos de viga rígidos conectando este nó central com os nós da fronteira da face distal. O ensaio de tração pontual foi realizado via aplicação de uma força no nó central na direção do eixo z. A magnitude de tal carregamento foi equivalente à carga máxima de reação obtida para o ensaio de compressão pontual.

Figura 24 – Representação das simulações com cargas pontuais.



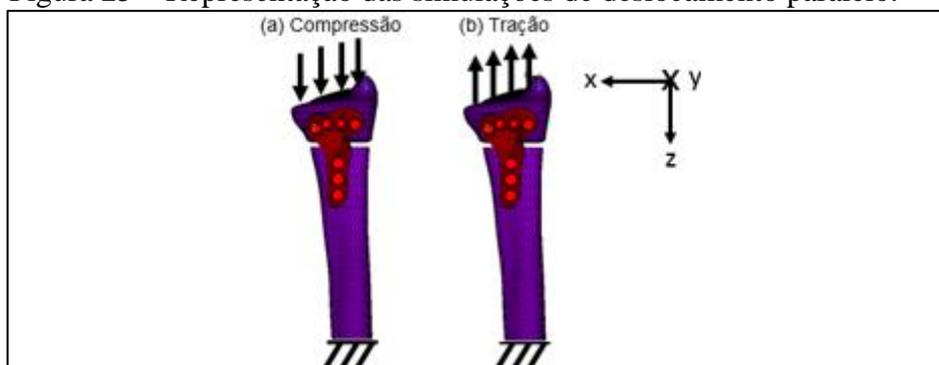
Fonte: O autor, 2021.

3.3.2 Cargas paralelas

Nos ensaios com cargas paralelas, realizou-se a seleção dos nós da face distal do rádio, para que fosse aplicado sobre tais nós o deslocamento na direção z. Neste caso, a diferença entre os esforços de tração e compressão foi apenas o sentido do deslocamento da extremidade

do osso. Além disso, restringiu-se os deslocamentos na direção dos eixos x e y, a fim de limitar as rotações provenientes do carregamento monotônico. Além disso, buscou-se restringir a rotação da parte distal do rádio, diferenciando-se assim dos ensaios de carga pontual onde tal região possuía liberdade para rotacionar. Para a seleção dos nós a serem deslocados, considerou-se apenas os nós do acima da extremidade superior da placa. A magnitude do deslocamento aplicado variou de acordo com o ensaio. Para os ensaios de carga compressiva aplicou-se 0,049 mm de deslocamento e para os de carga trativa esse valor foi de 0,056 mm. As magnitudes foram escolhidas com base em testes preliminares que indicaram uma carga de reação próxima a 600 N para os deslocamentos citados. Nas Figuras 25a e 25b temos a representação dos ensaios de carga paralela.

Figura 25 – Representação das simulações de deslocamento paralelo.



Fonte: O autor, 2021.

3.4 Lista de simulações realizadas

As condições das simulações realizadas e seus principais aspectos, como o método de carregamento, a geometria da placa e o material da placa são descritas a seguir:

1. Compressão pontual, Modelo R, Liga Ti-6Al-4V;
2. Compressão pontual, Modelo R, Aço inoxidável 316L;
3. Compressão pontual, Modelo S, Liga Ti-6Al-4V;
4. Tração pontual, Modelo R, Liga Ti-6Al-4V;
5. Tração pontual, Modelo R, Aço inoxidável 316L;
6. Compressão paralela, Modelo R, Liga Ti-6Al-4V;
7. Tração paralela, Modelo R, Liga Ti-6Al-4

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A rigidez da estrutura para cada condição de carregamento imposta foi estimada, além do comportamento da placa volar em relação à tensão equivalente de von Mises. Além disso, foi calculada a deformação total (elástica e plástica) nas diferentes regiões da placa volar. Nas seções seguintes estes resultados são apresentados levando em consideração os diferentes modelos de placa, o material utilizado e o tipo de simulação. A análise de convergência de malha também foi realizada para verificar que a discretização utilizada era suficiente para o sistema estudado.

4.1 Convergência de malha

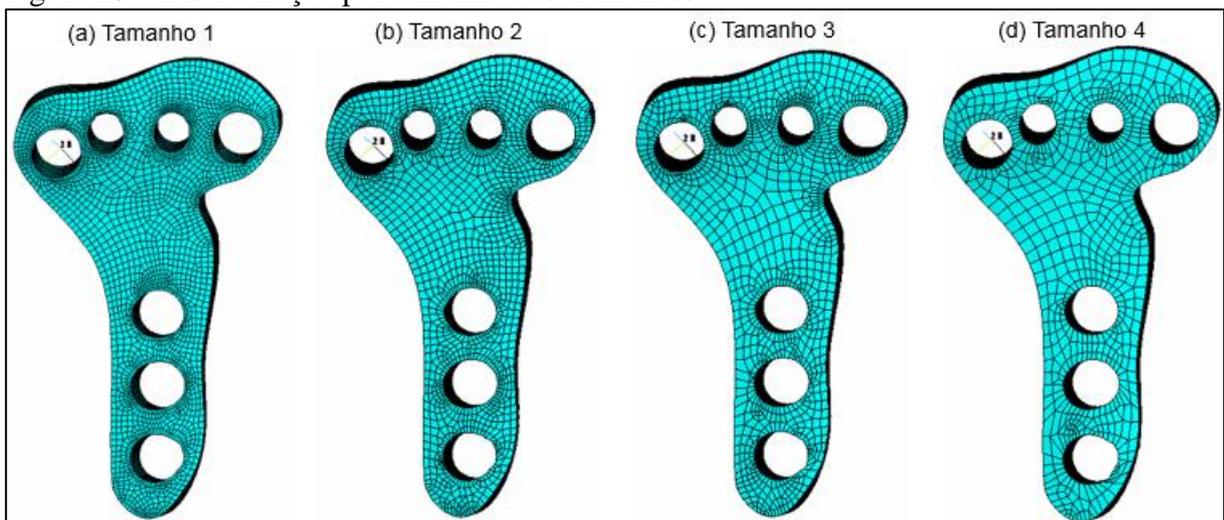
Para que sejam obtidos resultados confiáveis ao se usar o Método dos Elementos Finitos, é preciso averiguar que a malha utilizada é confiável em relação à forma e ao tamanho dos elementos, já que o tamanho da malha está associado à exatidão da resposta numérica (PATIL e JEYAKARTHIKEYAN, 2018). Para que isso seja feito, o processo de convergência de malha é recomendado, pois são comparados os resultados do modelo atual com um modelo mais refinado, sendo que a geometria do modelo refinado possui um número maior de elementos e nós em relação ao modelo anteriormente analisado. Caso a diferença entre os resultados seja inferior a 5 %, pode-se considerar a malha coerente e continuar as simulações. Uma das formas de verificar a convergência de malha é comparar os resultados atuais com um modelo com o dobro de elementos na região de estudo, sendo a malha classificada como coerente caso os resultados entre os modelos sejam próximos (THOMPSON e THOMPSON, 2017). A densificação da malha aumenta a exatidão dos resultados do modelo, entretanto gera maior custo computacional. Por isso, deve-se escolher um modelo com diferença relativa percentual inferior a 5 % em relação a um modelo menos refinado e que seja viável quanto ao tempo de simulação gasto.

Testes de convergência de malha foram realizados alterando-se os parâmetros relativos às diferentes partes da geometria, como o rádio distal e proximal, além da geometria da placa volar. Dados referentes à rigidez da estrutura, à tensão equivalente de von Mises na placa e à deformação equivalente no implante foram estudados.

Para o refinamento de malha do osso proximal e distal, dividiu-se as linhas que compõem as regiões de contato entre osso e placa em dois segmentos, a fim de aumentar o número de nós e elementos do modelo. Na primeira etapa, o procedimento foi realizado apenas para o osso proximal. Em seguida, para o osso distal. Foram avaliados os resultados referentes à rigidez do sistema, à tensão equivalente de von Mises na placa e a deformação total da placa, comparando-se tais resultados com o modelo original (sem refinamento). No caso do osso proximal, o refinamento gerou um modelo com 99789 nós e 89505 elementos, aumentando em 1,48 vezes o número de elementos em relação ao modelo original. Para o osso distal esse processo gerou um modelo com 153949 nós e 144770 elementos, aumentando em 2,4 vezes o número de elementos. Como as diferenças nos valores obtidos entre cada modelo foi inferior à 1%, considerou-se que a malha original apresenta uma discretização suficiente para o sistema estudado.

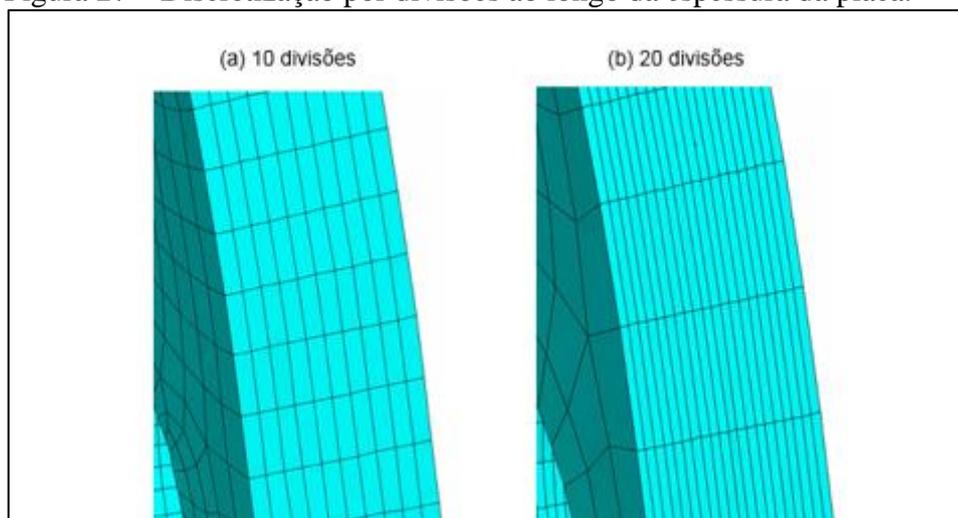
No caso do refinamento para a placa volar, dois parâmetros de discretização foram alterados, sendo eles o tamanho dos elementos gerados pela malha e o número de divisões ao longo da espessura da placa (figuras 26 e 27). Quanto ao tamanho dos elementos, definido pela variável *SMRT*, disponível no código ANSYS entre o valor de 1 e 10, sendo 1 a malha mais fina e 10 a mais grosseira, foram usados os valores de 1 a 4. Quanto às divisões ao longo da espessura, aplicaram-se 10 e 20 divisões. Nas Figuras 26 e 27 temos os modelos com diferentes valores para os fatores de convergência de malha utilizados.

Figura 26 – Discretização por tamanho dos elementos.



Fonte: O autor, 2021.

Figura 27 – Discretização por divisões ao longo da espessura da placa.



Fonte: O autor, 2021.

As simulações ocorreram por meio da aplicação de cargas pontuais aplicadas a partir de uma esfera de compressão, como já visto na seção 3.2.1, para a placa de liga Ti-6Al-4V com a geometria modelo S. Aproximou-se a esfera do rádio deslocando-a 1,120 mm, verificando-se a carga de reação dos nós engastados a cada 0,112 mm de deslocamento. Esse valor de deslocamento aplicado foi escolhido mediante a realização de testes preliminares que indicaram cargas de reação próximas a 600 N para tal valor de deslocamento. O controle do sistema por deslocamento da esfera apresenta maior estabilidade numérica que se fosse realizado um controle por força aplicada, já que este considera os efeitos de contato entre os instrumentos de aplicação de carga e o osso. O sistema é não linear devido a presença de elementos de contato, material não linear e grandes deslocamentos.

Para cada simulação a rigidez foi obtida por meio da declividade da curva de regressão linear aplicada sobre os três últimos pontos da curva carga-deslocamento, que se referem ao deslocamento aplicado até cargas próximas a 300N.

Na Tabela 6 apresentam-se os resultados relativos ao número de nós e elementos da placa, além do tempo computacional de cada simulação. Já na Tabela 7 são apresentados os resultados relativos à rigidez, tensão e deformação, além do erro percentual. O erro foi calculado pela diferença percentual tendo como base a condição da linha imediatamente acima na Tabela 7. O tamanho do elemento foi representado pelo parâmetro Tam , enquanto que o número de divisões pelo parâmetro Div . Logo, a placa com elementos tamanho 3 e vinte divisões foi denominada como $Tam3_Div20$, por exemplo. O tempo computacional foi obtido ao se usar um computador do laboratório GESCECM – UERJ – IPRJ, com processador Intel (R) Xeon

(R) CPU ES-2620 v2 @ 2.10 GHz 2.10 GHz (2 processadores) e 16.0 GB de memória RAM. Utilizou-se os programas Ansys Mechanical APDL R19.1 versão acadêmica e Matlab R2019a.

O controle foi realizado por deslocamento, pois é computacionalmente mais estável que o controle por carga. A consequência disto é que a carga desejada é também aproximada, assim, para a carga nominal de 600 N, é de fato simulado a valores próximos, como 589 N.

Tabela 6 – Tempo computacional dos testes de convergência de malha.

Modelo	Número de nós da placa	Número de elementos da placa	Tempo computacional
Tam4_Div10	10164	7410	3h 59min
Tam4_Div20	19404	14820	4h 33min
Tam3_Div20	29883	23620	5h 51min
Tam2Modelo S_Div20	37947	30760	7h 12min
Tam2Modelo R_Div20	59871	49553	10h 6min

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 7 – Efeito da convergência nas propriedades mecânicas.

Modelo	Tensão de von Mises máxima (MPa)	Diferença (%)	Deformação total máxima	Diferença (%)	Rigidez (N/mm)	Diferença (%)
Tam4_Div10	762,60	-	0,0071	-	1254,9	-
Tam4_Div20	797,82	4,62	0,0074	4,22	1257,1	0,17
Tam3_Div20	910,92	14,17	0,0084	13,51	1269,9	1,01
Tam2Modelo S_Div20	931,62	2,27	0,0087	3,57	1252,0	-1,41
Tam2Modelo R_Div20	955,80	2,59	0,0089	2,30	1248,3	-0,29

Nota: Carga de aproximadamente -600 N.

Fonte: O autor, 2021.

Os resultados apresentados indicam que o modelo alcançou convergência de malha, com diferenças percentuais finais inferiores a 5%, estando dentro da margem usada na literatura (LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007). O modelo final, utilizado para a simulação dos ensaios mecânicos citados na seção 3.3 deste trabalho, foi o de tamanho de elemento 2 e vinte divisões ao longo da espessura (TaModelo S_Div20). A cota das arestas dos elementos que compõem o rádio e o implante varia de acordo com o elemento escolhido. Entretanto, verificou-se um comprimento médio de 0,43 mm para aresta dos elementos da placa e de 3,16 mm para aresta dos elementos do rádio. Ao todo, a geometria do modelo (Figura 21) foi composta por 106010 elementos e 111546 nós, sendo o conjunto placa volar e parafusos responsável por 39979 desses elementos e 38039 desses nós. Já o rádio foi formado por 62873 elementos e 73505 nós. O restante dos nós e elementos estão distribuídos nos contatos do modelo. Os trabalhos na literatura que citaram o comprimento dos elementos que compunham cada uma das geometrias usaram modelos com elementos de arestas entre 0,0339 e 2 mm (LIN et al., 2006; LIN et al., 2012; CAITI et al., 2019).

É possível observar que a convergência foi de fato obtida a partir de modelos com tamanho de elemento igual ou inferior a 3, já que houve uma diferença significativa nos valores de tensão e deformação entre os modelos com elementos de tamanho 3 e 4. Entretanto, verificou-se que tal diferença diminuiu à medida em que a discretização era realizada, chegando a diferenças inferiores a 3%. Deve-se salientar que na escolha da placa de titânio para os ensaios de convergência de malha seguimos os métodos da literatura pesquisada de estudos numéricos com placas volares (LIN, YU-HAO e CHEN, 2006; CHENG et al., 2007; CHEN et al., 2013; SYNEK et al., 2015; KNEZEVIC et al., 2017; CAITI et al., 2019). Entretanto, analisou-se também a convergência para a placa de aço inoxidável, porém com um número menor de simulações tendo em vista que a convergência do modelo foi comprovada anteriormente com o implante de titânio. Realizaram dois testes de compressão pontual para placas de aço do modelo TaModelo S_Div20 e TaModelo R_Div20. A diferença percentual entre os resultados obtidos para rigidez, tensão equivalente de von Mises e deformação equivalente foi inferior a 2%, indicando assim a convergência de malha do modelo proposto também para o implante de aço.

Na Tabela 8 temos a razão de aspecto e o Jacobiano para os três modelos mais refinados. A razão de aspecto quantifica a qualidade dos elementos, enquanto que o Jacobiano mede o desvio de um elemento em relação a um elemento com formato ideal.

Tabela 8 – Razão de aspecto e Jacobiano.

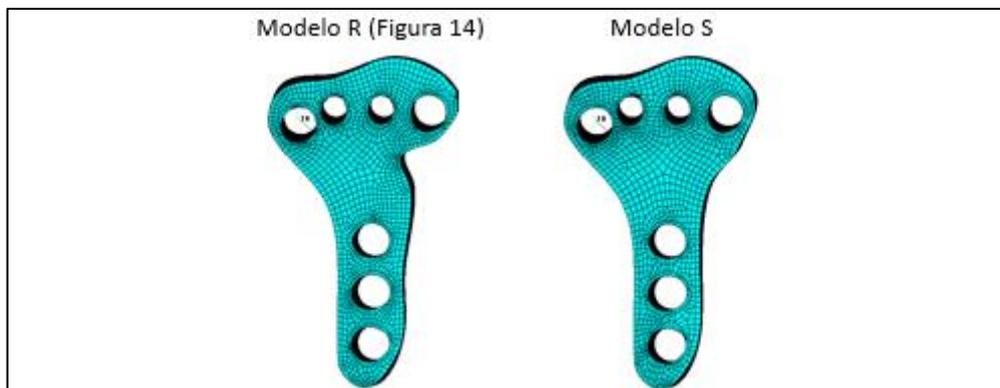
Modelo	Razão de aspecto (%)	Jacobiano (%)
Tam3_Div20	0,22	0
Tam2Modelo S_Div20	0	0
Tam2Modelo R_Div20	0	0

Fonte: O autor, 2021.

4.2 Influência da mudança de geometria

Verificou-se a influência da mudança de geometria da placa por meio da elaboração de um novo modelo com diferente formato em relação ao modelo original, porém mesma espessura. Os modelos podem ser vistos na Figura 28. O modelo R contém uma reentrância na região da fratura do rádio. O modelo S não possui esta reentrância.

Figura 28 – Modelos de placa volar utilizados nas simulações numéricas.



Fonte: O autor, 2021.

4.2.1 Rigidez

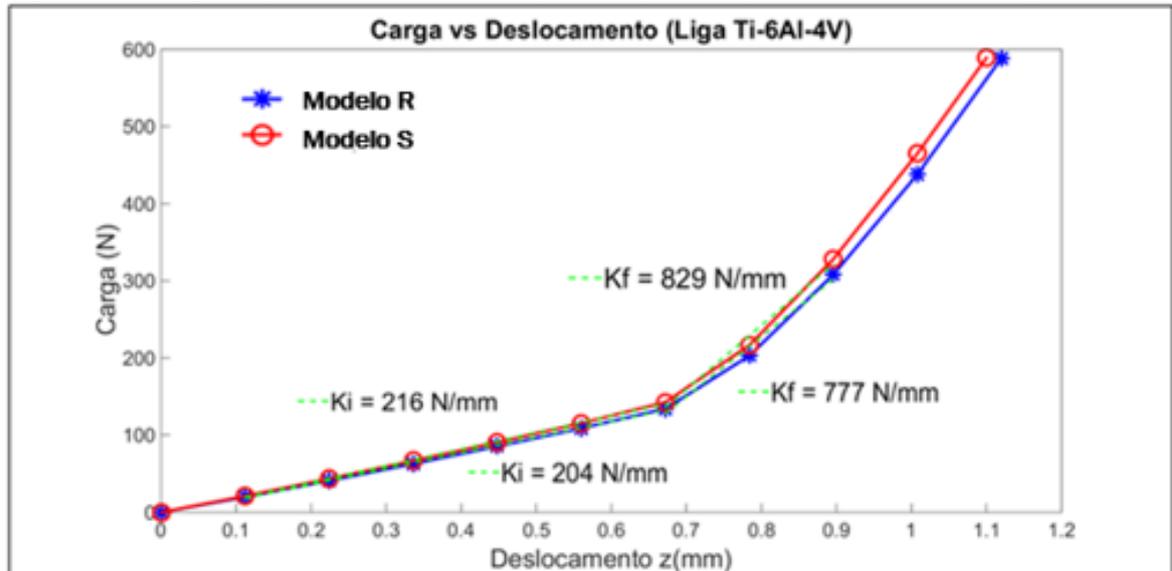
Para obter a rigidez da estrutura rádio fraturado-implante em cada ensaio, utilizou-se as curvas de carga vs deslocamento. O deslocamento foi aplicado em cada simulação e o

carregamento foi obtido pela soma das cargas de reação dos nós engastados na região proximal do rádio. Os ensaios de carregamento pontual aplicaram deslocamentos verticais (eixo z) que variaram de 0,1 a 1,12 mm, exceto para o ensaio de tração pontual quando se controlou a carga e não o deslocamento. Entretanto, para os ensaios de carga paralela, assim como realizado nos ensaios de carga pontual, testes preliminares foram feitos a fim de verificar qual seria o deslocamento correspondente para que a carga de 600 N não fosse ultrapassada. Desta forma, a rigidez foi estimada nestes ensaios por meio da regressão linear dos valores de carga e deslocamento. Respeitou-se o limite de carga de 300 N de acordo com a determinação do Tribunal Superior do Trabalho, que indica a massa máxima que um trabalhador do sexo masculino pode carregar como sendo de 60 kg. Por isso, considerando-se que o peso será carregado com as duas mãos, divide-se a carga em 30 kg para cada membro, o que equivale a aproximadamente 300 N. Além disso, deve-se salientar que o Instituto Nacional de Segurança e Saúde Ocupacional dos Estados Unidos (INSSO) determina a capacidade máxima que um trabalhador tem de levantar determinada carga sem que sofra sequelas como dores lombares e distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho (SHAHU, 2016; ELFEITURI e TABOUN, 2002). A massa máxima definida pelo INSSO é de 23 kg, valor semelhante ao indicado pelo TST para o peso estimado sofrido por apenas um rádio.

Nos ensaios de compressão pontual foram obtidos dois valores de rigidez em cada situação, levando em conta um contato inicial da esfera com o osso e um contato posterior que provocou um aumento abrupto no valor da carga de reação. Para a tração pontual realizou-se um processo semelhante, verificando-se a partir de qual ponto da curva o deslocamento alcançava 0,1 mm, sendo a rigidez calculada como a declividade da regressão linear a partir desse ponto.

Na Figura 29 têm-se as curvas de carga *vs* deslocamento dos dois modelos de placa, indicando a rigidez inicial e final em cada um dos casos para o ensaio de compressão pontual. O Modelo R é a placa original com uma reentrância. No Modelo S, esta reentrância foi retirada, fazendo-se um contorno mais suave na superfície. Como realizado para o Modelo R, aplicou-se 1,12 mm de deslocamento na esfera. O cálculo da rigidez para o Modelo S foi feito de maneira semelhante ao Modelo R, porém excluindo os pontos cuja carga foi superior à carga máxima obtida para o Modelo R, para termos os dados para uma mesma carga limite.

Figura 29 – Rigidez para o ensaio de compressão pontual para dois modelos de placa volar.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm para Modelo R e 1,10 mm para Modelo S. Carga de -589 N.
Fonte: O autor, 2021.

O Modelo S apresentou valores de rigidez superiores ao Modelo R, obtendo cargas de reação superiores para o mesmo deslocamento aplicado. Como ocorrido para o Modelo R, o Modelo S teve um aumento abrupto no valor da carga a partir de 0,7 mm de deslocamento, gerando assim uma diferença considerável entre as magnitudes da rigidez inicial e final, sendo em ambos os casos a rigidez final cerca de seis vezes o valor da inicial. Tal fato evidencia que a alteração na geometria não teve efeito significativo no comportamento da rigidez, sendo seu valor modificado na casa dos 6 %, porém apresentando a mesma tendência em relação à curva carga vs deslocamento. Esta reentrância poderia ser útil para projetos individualizados de rigidez controlada. Uma reentrância, não obstante, pode ter um efeito muito relevante na vida em fadiga e de corrosão-fadiga de estrutura, e, portanto, deve ser evitado.

Os valores de rigidez inicial K_i para as placas volares analisadas estão dentro da faixa de valores de rigidez (189 a 1000 N/mm, aproximadamente) obtida nos ensaios experimentais disponíveis na literatura envolvendo placas volares de titânio (OSADA et al., 2004; MCCALL et al., 2007; DROBETZ et al., 2013; MUGNAI et al., 2018). Tal fato era esperado tendo em vista que a rigidez inicial foi calculada para cargas entre 100 e 200 N, valores semelhantes aos ensaios experimentais citados. Algumas hipóteses podem ser levantadas quanto às diferenças nos resultados obtidos. A primeira delas se refere à geometria dos implantes, que apresentaram grande variabilidade, influenciando assim nos resultados obtidos. Como o presente estudo não teve por objetivo estudar placas volares já existentes no mercado, as geometrias propostas foram

únicas, apresentando diferenças quanto ao formato do implante e ao número e disposição dos parafusos.

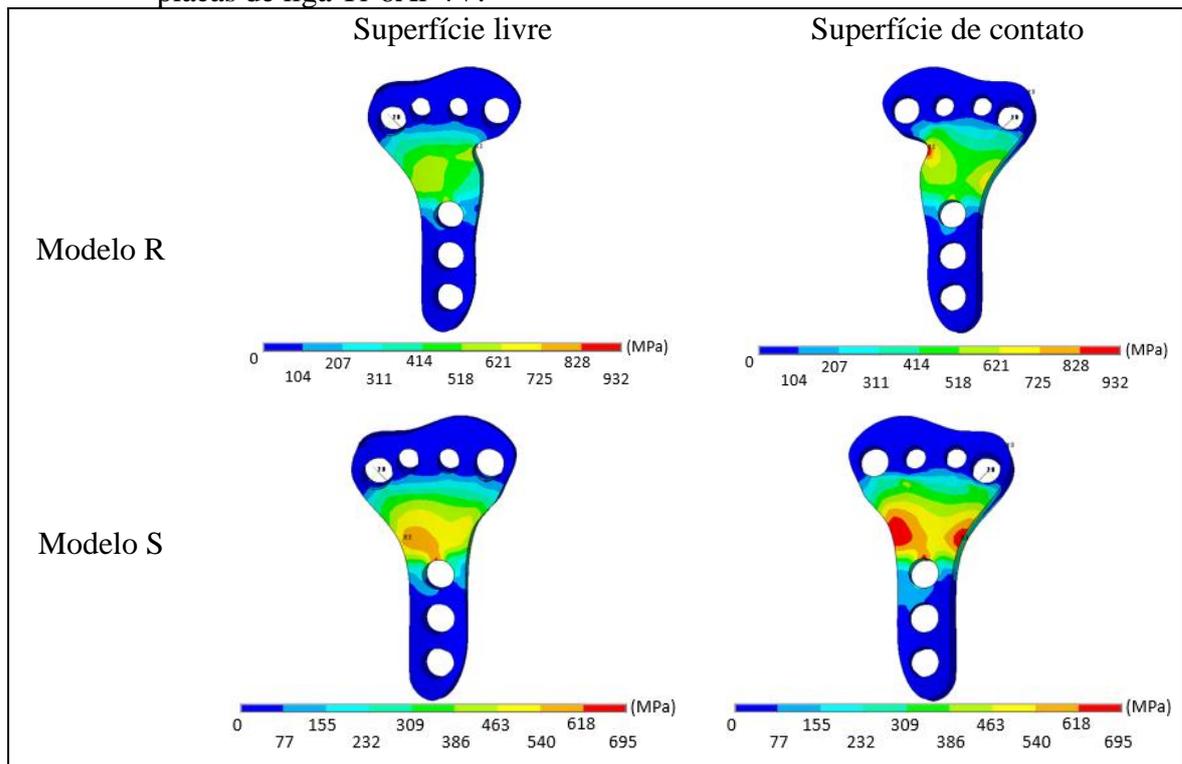
Além disso, deve-se salientar que os trabalhos experimentais realizaram os ensaios com aspectos que diferem do ensaio de compressão pontual simulado. Enquanto que nos artigos experimentais da literatura os testes eram dinâmicos, com controle de carga ou deslocamento (10 mm/min, 1 N/s, por exemplo), a simulação numérica foi estática, como ocorrido nos artigos numéricos, com dado deslocamento sendo aplicado a cada passo da simulação. Ademais, deve-se destacar que a metodologia para o cálculo da rigidez foi diferente entre a literatura e o presente trabalho. Os autores calculam a rigidez como a declividade da parte linear da curva carga-deslocamento (OSADA et al., 2003; KOH et al., 2006; MCCALL et al., 2007; KAMEI et al., 2010). Contudo, este trabalho calculou dois valores de rigidez para curva carga vs deslocamento, para cargas de até 300 N, diferenciando-se assim da metodologia aplicada na literatura, que calculou apenas um valor para rigidez.

Quanto aos ensaios numéricos, ressalta-se a diferença na forma em que as cargas foram aplicadas. O presente trabalho buscou se aproximar dos ensaios experimentais com a compressão sendo realizada por meio de uma esfera de contato. Já nos ensaios numéricos além da compressão não aplicar a carga via esfera, tais ensaio também aplicaram esforços de torção e flexão. Além disso, o presente estudo considerou as placas como materiais elastoplásticos não lineares, enquanto que os artigos numéricos consideraram os implantes como estruturas lineares e elásticas. Por fim, destaca-se que a magnitude das cargas aplicadas neste trabalho é em torno de seis vezes maior que as aplicadas nos estudos em elementos finitos vistos na literatura (LIN et al., 2006; LIN et al., 2012; CHENG et al., 2007).

4.2.2 Tensões de von Mises e tensões principais

A Figura 30 mostra o mapeamento da tensão equivalente de von Mises (σ_v) para as placas de titânio Modelo R e Modelo S submetidas ao ensaio de compressão pontual.

Figura 30 – Mapeamento da tensão de von Mises no ensaio de compressão pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.



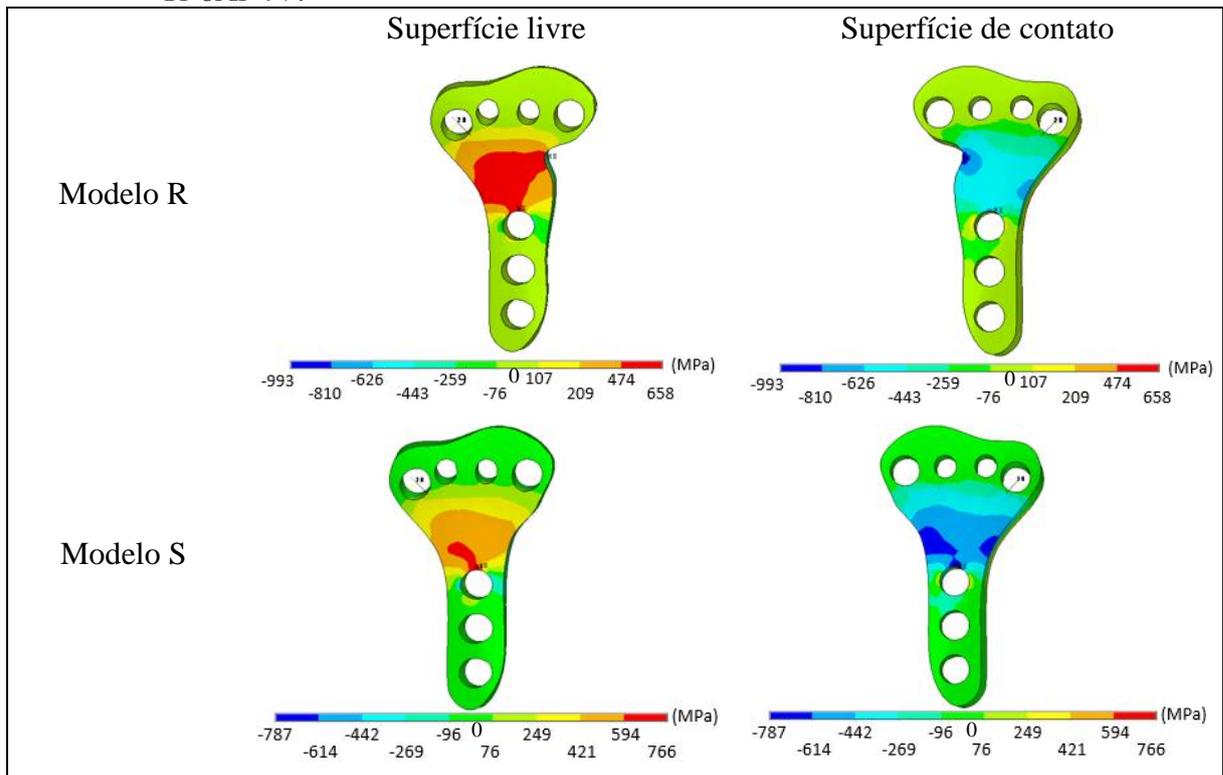
Nota: Deslocamento de 1,12 mm para Modelo R e 1,10 mm para Modelo S. Carga de -589 N. $\sigma_e = 970 \text{ MPa}$.
Fonte: O autor, 2021.

Observa-se que em nenhum dos casos o limite de escoamento do material foi ultrapassado, sendo as maiores tensões para o Modelo R. Além disso, nota-se um predomínio em ambos os casos de tensões maiores na região da fratura do rádio, com tensões mínimas nas extremidades inferior e superior das placas. Ademais, vale destacar que o Modelo R, por apresentar uma reentrância na região superior direita (vista da superfície livre), possui em tal região uma concentração de tensões, diferentemente do que é visto no Modelo S, cuja superfície é suave, ocasionando uma distribuição de tensões mais homogênea nas duas regiões do implante.

A Figura 31 apresenta o mapeamento das tensões principais para os ensaios de carga pontual dos modelos com e sem reentrância na placa de liga de titânio. As tensões principais foram obtidas por meio da Equação 6, em função das tensões normais e das tensões cisalhantes presentes na estrutura. A superfície volar (livre) apresentou predominantemente tensões de tração, com valores máximos na região da fratura do osso. Por outro lado, a superfície dorsal (contato) apresentou valores máximos de tensão também na região da fratura, porém com cargas compressivas. A flexão da placa, com momento fletor resultante na direção +x, causa tensões de tração na superfície livre e de compressão na região de contato placa-osso. Observa-se que

a presença da reentrância produz tensões máximas de compressão na parte de maior reentrância da geometria, que como discutido anteriormente pode funcionar como um concentrador de tensões. A placa com geometria suave atenua as tensões, e por isso apresenta tensões de compressão e tração de menor magnitude para esta seção do implante.

Figura 31 – Tensões principais nos ensaios de compressão pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm para Modelo R e 1,10 mm para Modelo S. Carga de -589 N.
Fonte: O autor (2021).

Foram encontrados estudos na literatura que avaliaram as tensões de von Mises em placas volares de titânio com geometria semelhante ao modelo sem reentrância, por meio de simulações numéricas com cargas axiais de compressão (CHENG et al., 2007; LIN et al., 2012). As cargas aplicadas variaram entre 50 e 100 N, resultando em tensões na placa entre 500 e 600 MPa aproximadamente, superior à obtida no presente trabalho (319 MPa) para um carregamento de compressão axial via esfera, de magnitude próxima a 100 N. Além disso, não houve detalhamento por parte dos autores sobre o método de aplicação do carregamento, o que pode ser mais um fator capaz de explicar as diferenças nos resultados, tendo em vista que o trabalho atual utilizou uma esfera de compressão para simular de maneira mais semelhante os ensaios experimentais envolvendo placas volares. Como ocorrido neste trabalho para placa sem reentrância, Cheng et al. (2007) e Lin et al. (2012) constataram tensões máximas na região de

placa em contato com a parte seccionada do osso. Vale destacar, que como ocorrido para rigidez, a comparação entre os resultados deve levar em consideração as diferenças de formato entre os modelos de implante estudados, tendo em vista que os modelos aqui utilizados são originais e, portanto, livre de registro de propriedade.

Quanto às tensões principais, a Tabela 9 apresenta os valores máximos para os dois modelos de placa analisados, além da tensão equivalente de von Mises. Observa-se como o efeito da flexão resultante foi significativo para placa sem reentrância, com tensões de tração de magnitude próxima às de compressão causadas pelo carregamento axial. Todavia, percebe-se que a reentrância presente na placa Modelo R atuou como um concentrador das tensões oriundas da compressão axial, tendo em vista que o valor da tensão principal de compressão foi significativamente maior que a de tração. Ademais, os resultados das tensões principais indicam o efeito negativo da presença da reentrância, com tensões principais de compressão de magnitude superior para o implante com reentrância para cargas de intensidade equivalente.

Tabela 9 – Influência da geometria nas tensões principais e na tensão equivalente de von Mises.

Geometria da placa	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_e (MPa)
Modelo R	658	-993	932
Modelo S	766	-787	695

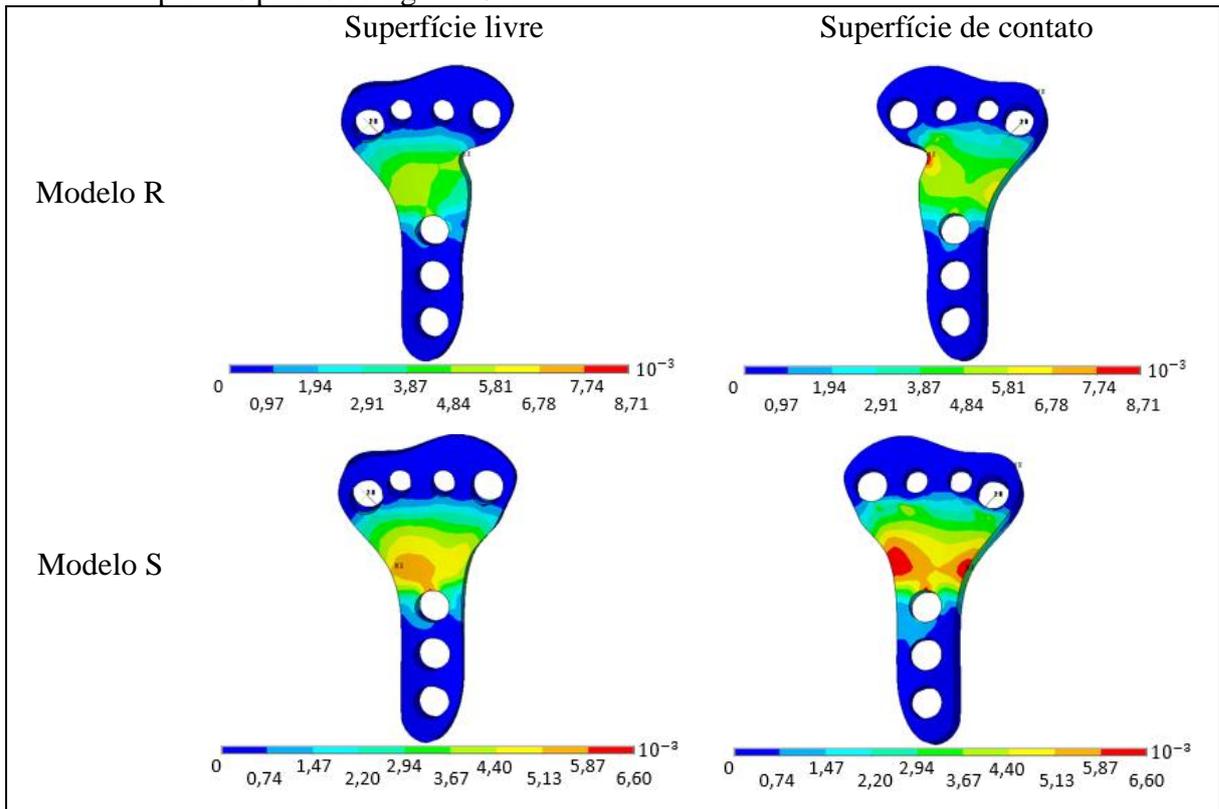
Nota: Carga de -589 N.

Fonte: O autor, 2021.

4.2.3 Deformação equivalente na placa

A Figura 32 mostra a deformação equivalente nos dois modelos de placa de liga de titânio para o ensaio de compressão pontual.

Figura 32 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carregamento pontual para as placas de liga Ti-6Al-4V.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm para Modelo R e 1,10 mm para Modelo S. Carga de -589 N.
Fonte: O autor, 2021.

Percebe-se que o Modelo R apresentou deformações maiores, porém sem atingir o valor da deformação no escoamento ($8,82 \times 10^{-3}$). Como esperado, as regiões de deformação máxima são correspondentes às de tensão máxima, observadas na seção anterior. Logo, nota-se que as regiões críticas de cada placa diferem entre si, mesmo havendo a predominância de tensões na região da fratura. Para o Modelo R, a reentrância da geometria concentra os maiores valores de tensão e deformação, o que indica a necessidade de uma possível melhoria quanto a geometria, via correção de tal região. Tal correção é realizada para o Modelo S, que não apresenta pontos específicos de concentração de tensão, além de reduzir as magnitudes de deformação presentes na estrutura.

Os estudos vistos na literatura corroboram com os resultados obtidos, já que placas com grandes reentrâncias em sua geometria são menos comuns nos ensaios experimentais, que buscam dentro do possível, placas simétricas ou sem regiões passíveis de concentrar tensões (OSADA et al., 2004; KOH et al., 2006; BLYTHE et al., 2006; LIPORACE et al., 2006; MCCALL et al., 2007; RAUSCH et al., 2011; RAUSCH et al., 2013; BAUMBACH et al., 2015). Contudo, deve-se salientar que alguns trabalhos lidam com placas de contornos mais

acentuados no intuito de compará-las com os modelos de implante mais corriqueiros (KAMEI et al. 2010; DROBETZ et al., 2013). Porém, a disposição dos parafusos de tais implantes difere da configuração utilizada no presente trabalho, com três parafusos proximais e quatro distais. Na literatura, a maior parte dos implantes apresenta um número maior de parafusos se comparado aos modelos desenvolvidos no presente estudo.

As variações da geometria das placas podem ocorrer por alteração no número e na disposição dos parafusos, além de mudança no formato, sendo que os formatos de placa mais comuns encontrados na literatura possuem contornos curvos, destacando-se os implantes em formato “T”. Entretanto, deve-se sempre evitar geometrias com reentrância pois a acentuada assimetria eleva as tensões e pode ser o início de trincas de fadiga ou de corrosão sob tensão.

Deve-se salientar que o presente estudo avalia apenas as questões estruturais da placa, sendo que para aplicações cirúrgicas outros aspectos devem ser levados em consideração, como inserções de ligamentos, vascularização e o método cirúrgico utilizado.

4.3 Influência do tipo de material

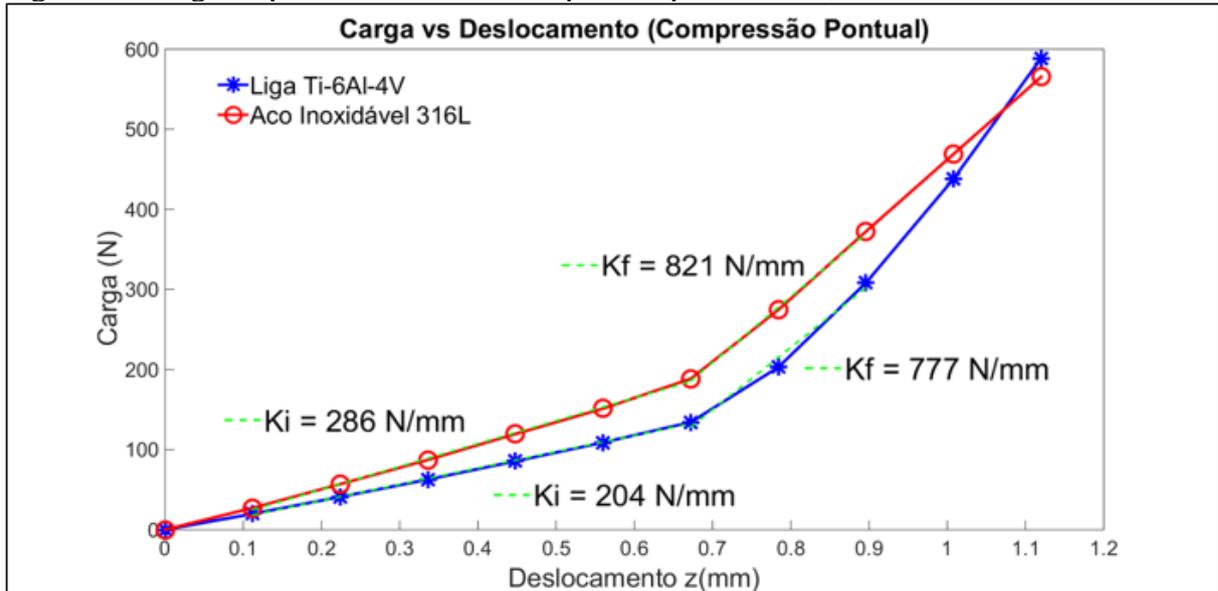
Para estudar a influência do material utilizado nas placas volares, realizou-se ensaios de cargas pontuais com a placa Modelo R. Os resultados foram rigidez, tensões de von Mises e deformação total no implante.

4.3.1 Rigidez

Verificou-se a rigidez para placas de aço inoxidável 316L e liga Ti-6Al-4V para ensaios de cargas pontuais. Tais resultados serão apresentados nas próximas seções.

A rigidez para o ensaio de compressão pontual (Figura 33) indicou disparidades consideráveis nos valores de tal grandeza na comparação entre placas de diferentes materiais (aço e titânio).

Figura 33 – Rigidez para os ensaios de compressão pontual de 1,12 mm de deslocamento.



Nota: Carga equivalente de -589 N para o titânio e -565 N para o aço.

Fonte: O autor, 2021.

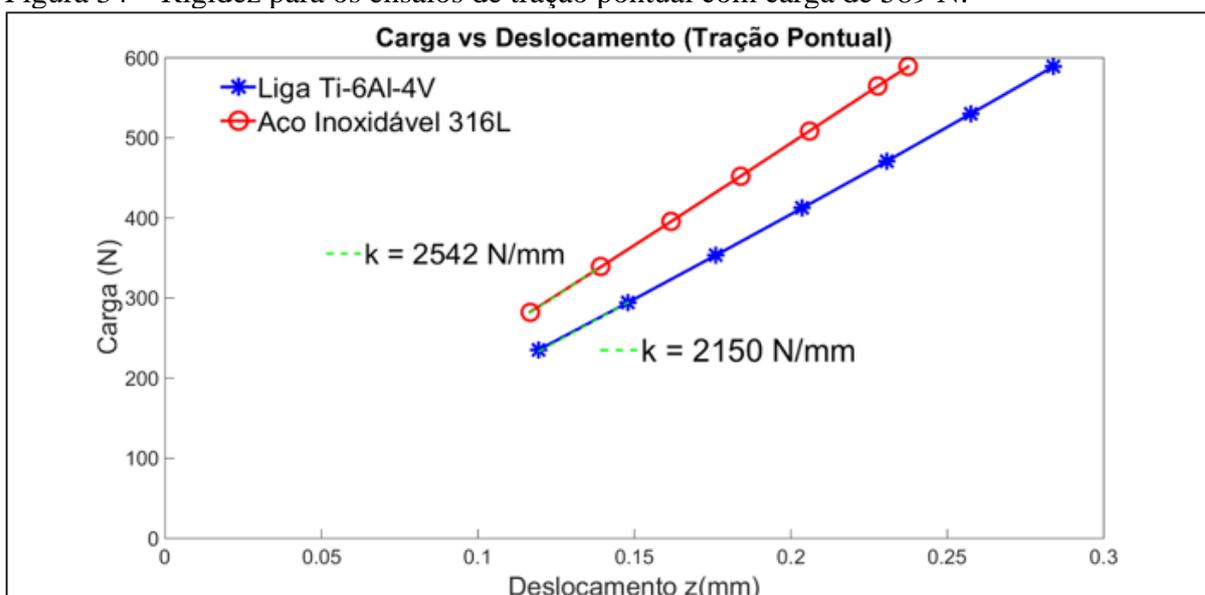
Observa-se que a rigidez para placa de aço inoxidável foi superior no início do ensaio, apresentando maiores cargas de reação do que a placa de liga de titânio para dado deslocamento. Contudo, para parte final do ensaio, verificou-se o efeito contrário, com a rigidez do implante de titânio sendo maior. Um fato importante a ser destacado é que a rigidez inicial do implante de titânio é menor, facilitando o processo de osteointegração, ao mesmo tempo em que sua rigidez para cargas de magnitudes maiores que 300 N é superior à placa de aço, o que lhe confere uma proteção maior contra o risco de hiper mobilidade que pode acarretar problemas pós-operatórios. Estimou-se por meio das regressões lineares realizadas que o deslocamento de 1,07 mm da esfera gerou a mesma carga de reação para ambos os materiais, na magnitude de 518 N. Tais resultados diferem do obtido por Crosby et al. (2013) que constatou uma maior rigidez para placas de aço inoxidável comparadas com placas de titânio. Entretanto, tal estudo comparou placas com geometrias diferentes entre si, além de utilizar uma fratura em cunha dorsal, diferente da simulada no presente ensaio (extra-articular). Mugnai et al. (2018) também verificaram uma maior rigidez para placas de aço quando comparadas com placas de titânio, porém para placas de diferentes formatos, sendo a rigidez calculada para esforços de flexão.

Esperava-se uma maior rigidez para placa de aço devido ao seu maior módulo de Young em relação à placa de titânio. Contudo, deve-se salientar que o deslocamento aplicado na esfera de compressão gerou cargas que fizeram o implante de aço entrar no regime plástico de deformação, com tensão equivalente de von Mises acima dos 380 MPa, valor superior ao limite de escoamento do material que é de 352 MPa, sendo que tal fato não ocorreu para o implante

de liga de titânio que apresentou tensão equivalente de aproximadamente 930 MPa, valor inferior ao limite de escoamento da liga que é de 970 MPa. Por isso, houve um aumento na rigidez na estrutura de aço inferior à observada pra placa de titânio, visível na parte final do ensaio onde foi atingido o limite de escoamento do aço inoxidável 316L. Pelas curvas tensão vs deformação apresentadas para cada um dos materiais analisados, nota-se que o aço, em seu regime plástico, necessita de um pequeno aumento na tensão para gerar uma deformação de magnitude considerável. Logo, um pequeno aumento de carga gera esse efeito, provocando assim cargas de reação menores para um mesmo incremento de deslocamento aplicado, o que diminui o valor da rigidez.

Calculou-se também a rigidez para cargas pontuais trativas (Figura 34). Os ensaios de tração pontual aplicaram um carregamento de magnitude equivalente à carga de reação máxima obtida no ensaio de compressão pontual. Desta forma, a carga aplicada foi de 589 N, obtida na compressão pontual para placa de liga de titânio.

Figura 34 – Rigidez para os ensaios de tração pontual com carga de 589 N.



Fonte: O autor, 2021.

Nota-se que a rigidez para placa de aço inoxidável foi consideravelmente maior em comparação com o implante de liga de titânio. As cargas trativas não causaram deslocamento significativo para cargas abaixo de 250 N, por isso tais pontos não foram mostrados na Figura 34. Não foi encontrado na literatura ensaios experimentais ou numéricos envolvendo cargas de tração para verificar o desempenho biomecânico de placas volares. Há dificuldades experimentais em se realizar testes de cargas de tração para sistemas de fixação de fraturas do

rádio. Contudo, nesta dissertação, salienta-se a importância de simulações numéricas com cargas trativas para implantes no rádio distal, devido ao fato de que tais cargas fazem parte do cotidiano de pacientes operados de cirurgias no rádio para estabilizar as fraturas na parte distal por meio de placas volares.

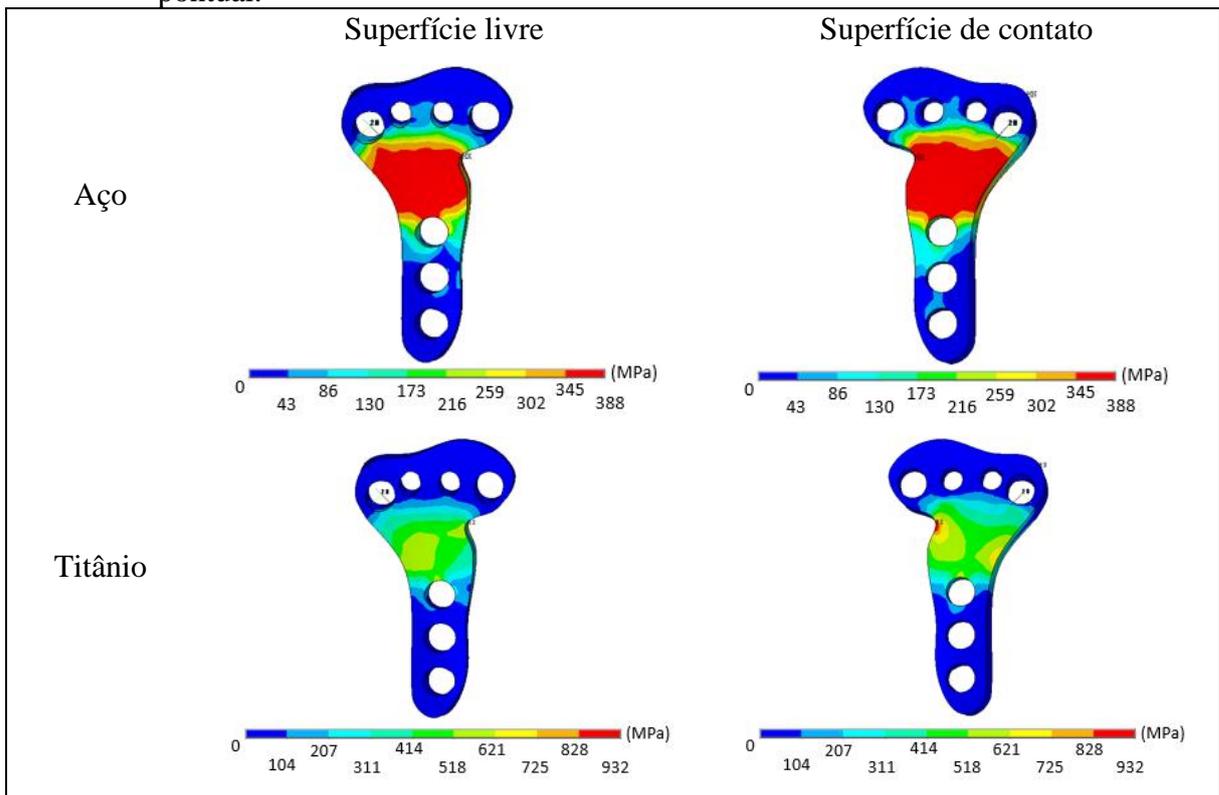
Diferentemente do que ocorreu para o ensaio de compressão pontual, nota-se um maior valor de rigidez para a placa de aço. O fator fundamental para tal diferença é o fato de a estrutura de aço não ter apresentado intensa deformação plástica para carga de 589 N, com tensão equivalente de von Mises de aproximadamente 353 MPa, valor próximo do limite de escoamento do material (352 MPa). Desta forma, com o módulo de Young do aço (200 GPa) sendo superior ao do titânio (110 GPa), nota-se menores deslocamentos para a placa de aço comparada com a de titânio para valores de carga equivalentes, o que torna a rigidez da estrutura de aço inoxidável maior.

4.3.2 Tensões de von Mises e tensões principais

A tensão equivalente de von Mises foi monitorada com o intuito de averiguar um possível escoamento na placa. Em relação às tensões principais, elas foram analisadas para verificar em diferentes regiões se o estado de tensão do elemento é predominantemente trativo ou compressivo.

A tensão equivalente de von Mises nos ensaios de compressão pontual (Figura 35) indica valores de tensão consideravelmente maiores para a liga de titânio. Entretanto, deve-se salientar que apenas as placas de aço inoxidável entraram em regime de deformação permanente, com a tensão ultrapassando o limite de escoamento do material que é de 352 MPa. Ademais, é notório que para ambos os materiais a região da fratura se apresenta como uma região crítica, concentrando os maiores valores de tensão, sendo que as extremidades inferior e superior da placa produziram valores mínimos para tal grandeza.

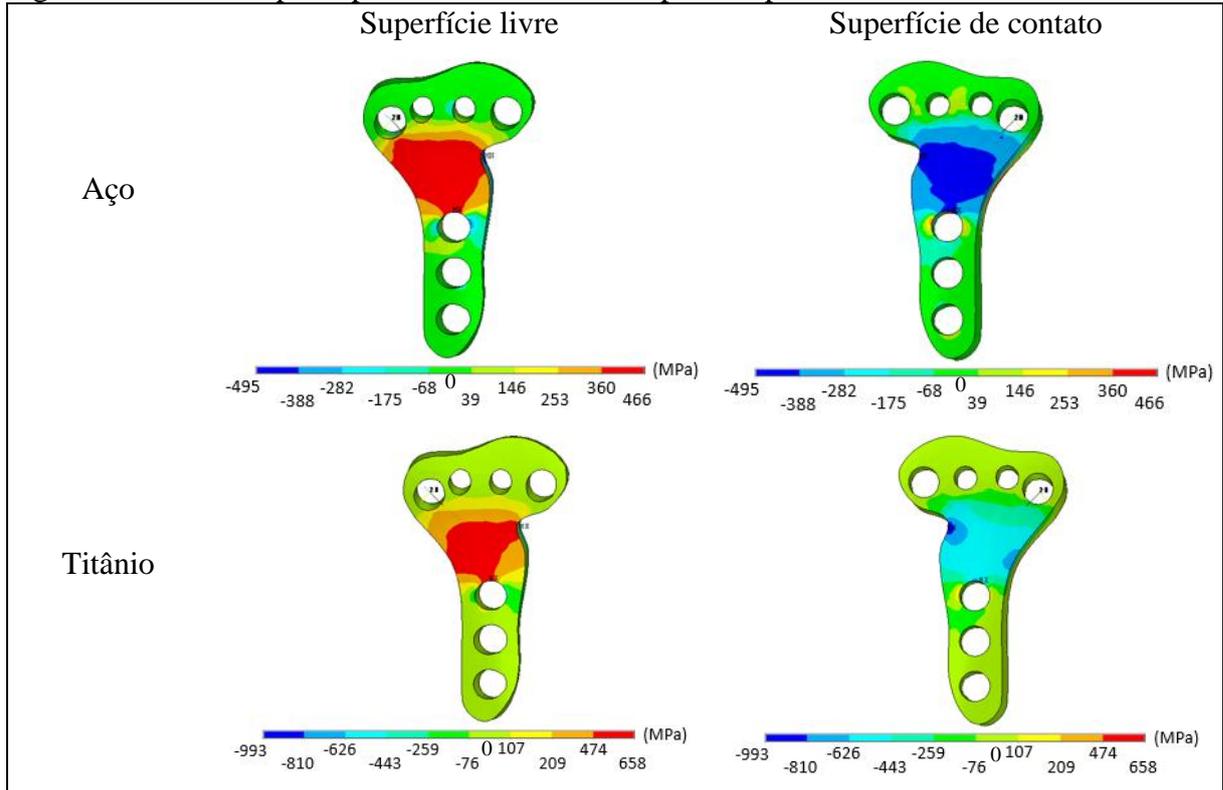
Figura 35 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de compressão pontual.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm. Carga equivalente de -589 N para o titânio e -565 N para o aço. Modelo R.
Fonte: O autor, 2021.

Buscou-se também investigar as regiões da placa onde se concentraram os esforços de compressão e de tração (Figura 36). O comportamento das tensões é semelhante para ambos os implantes, podendo ser constatado o efeito de flexão causado pelo carregamento axial. Tal efeito ocorre na direção +x, comprimindo as fibras da superfície de contato da placa e tracionando as fibras da região livre da estrutura. Deve-se ressaltar maiores magnitudes das tensões principais nos ensaios envolvendo a placa volar de titânio (Tabela 10), tanto para as tensões trativas quanto para as compressivas. Tal fato, juntamente com os resultados para tensão equivalente de von Mises, evidenciam uma maior segurança no uso da placa volar de liga de titânio, tendo em vista que a estrutura não entrou no regime plástico de deformação, mesmo apresentando tensões de compressão e tração superiores à placa de aço, que por sua vez atingiu o limite elástico do aço inoxidável 316L, entrando em escoamento mesmo que sujeita a tensões inferiores às obtidas para o implante de titânio.

Figura 36 – Tensões principais nos ensaios de compressão pontual.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm. Carga equivalente de -589 N para o titânio e -565 N para o aço. Modelo R.
Fonte: O autor (2021).

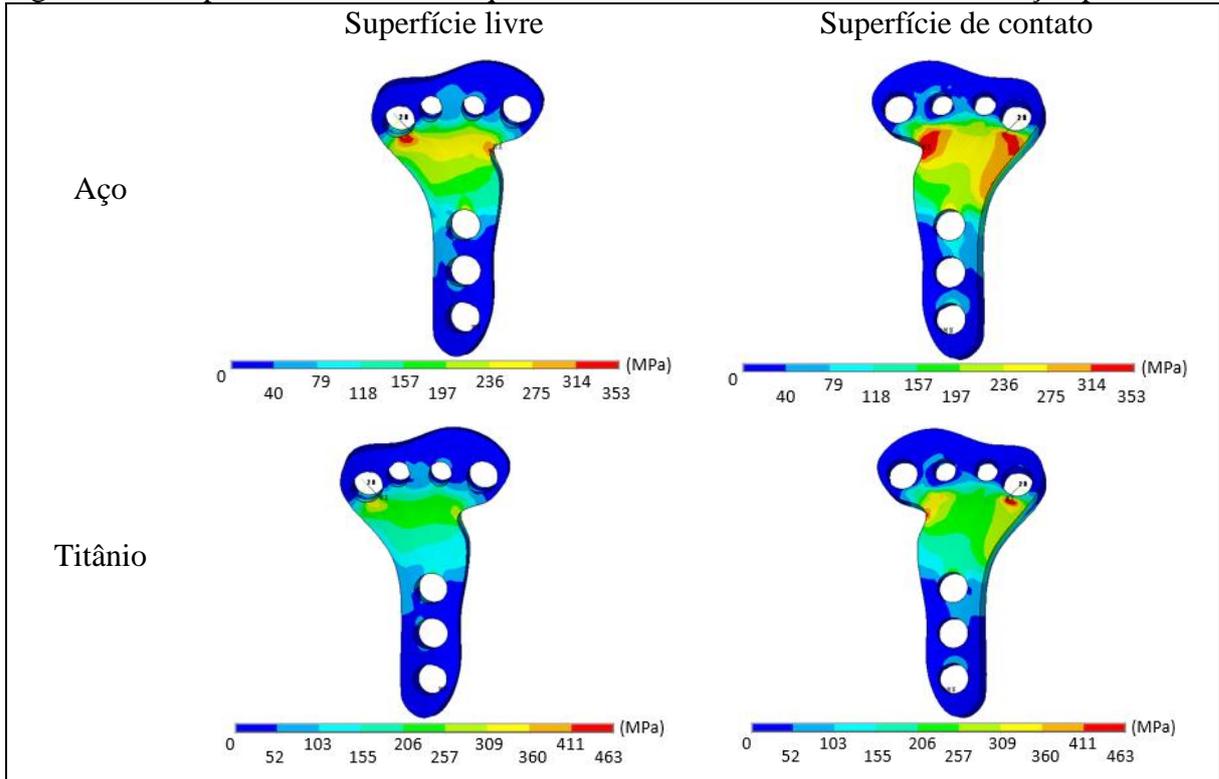
Tabela 10 – Influência do material nas tensões principais (compressão pontual) e na tensão equivalente de von Mises.

Material	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_e (MPa)
Aço	466	-495	388
Titânio	658	-993	932

Nota: Carga equivalente de -589 N para o titânio e -565 N para o aço.
Fonte: O autor, 2021.

Os ensaios com cargas pontuais trativas são mostrados nas Figuras 37 e 38. Quanto à tensão equivalente de von Mises, percebe-se maiores valores de tensão para placa de liga de titânio, porém apenas a placa de aço entrou no regime plástico, atingindo o limite de escoamento do aço inoxidável 316L (352 MPa). Para ambos os casos a região distal do implante foi a que apresentou os valores máximos para tensão equivalente, o que ressalta o fato de que os esforços trativos, da maneira com que foram aplicados, tendem a gerar cargas de magnitude elevada apenas para a parte do implante próxima à superfície distal do osso.

Figura 37 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de tração pontual.

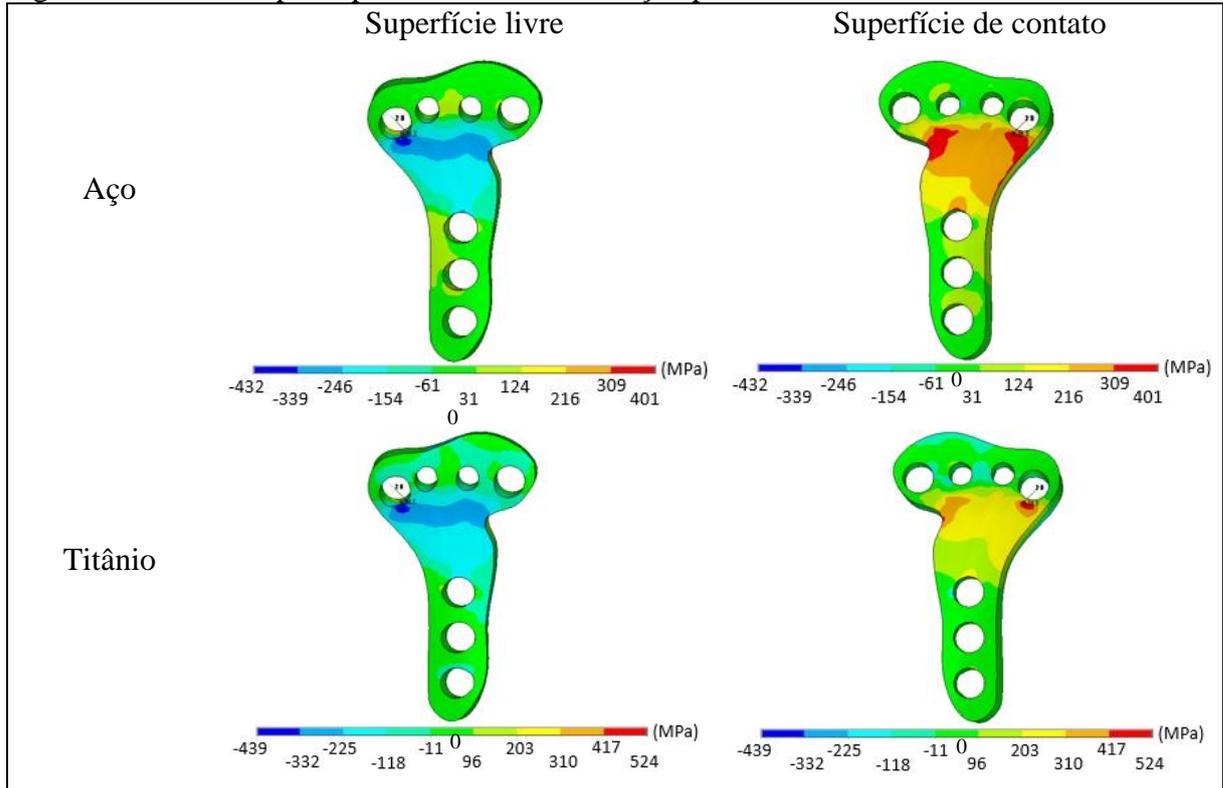


Nota: Carga equivalente de 589 N para o titânio e 565 N para o aço. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Em relação às tensões principais (Tabela 11), verificou-se, como já esperado, o processo de flexão na direção contrária ao ocorrido para compressão pontual, gerando a compressão da superfície livre do implante e a tração da superfície de contato da placa. Os esforços trativos mostraram tensões maiores para a placa de titânio, sendo que o oposto ocorreu para placa de aço. Tais resultados evidenciam a predominância do carregamento monotônico axial trativo para placa de titânio, sendo que para o implante de aço a flexão causada por tal carregamento se sobressaiu em relação à carga de tração. Como ocorrido no ensaio de compressão pontual, o implante de titânio apresentou tensões principais de maior magnitude. Entretanto, nota-se que neste caso, a diferença entre tais valores foi menor, indicando um desempenho mais próximo entre as estruturas para situações de cargas trativas.

Figura 38 – Tensões principais nos ensaios de tração pontual.



Nota: Carga equivalente de 589 N para o titânio e 565 N para o aço. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 11 – Influência do material nas tensões principais (tração pontual).

Material	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_e (MPa)
Aço	401	-431	353
Titânio	524	-439	463

Nota: Carga equivalente de 589 N para o titânio e 565 N para o aço.

Fonte: O autor, 2021.

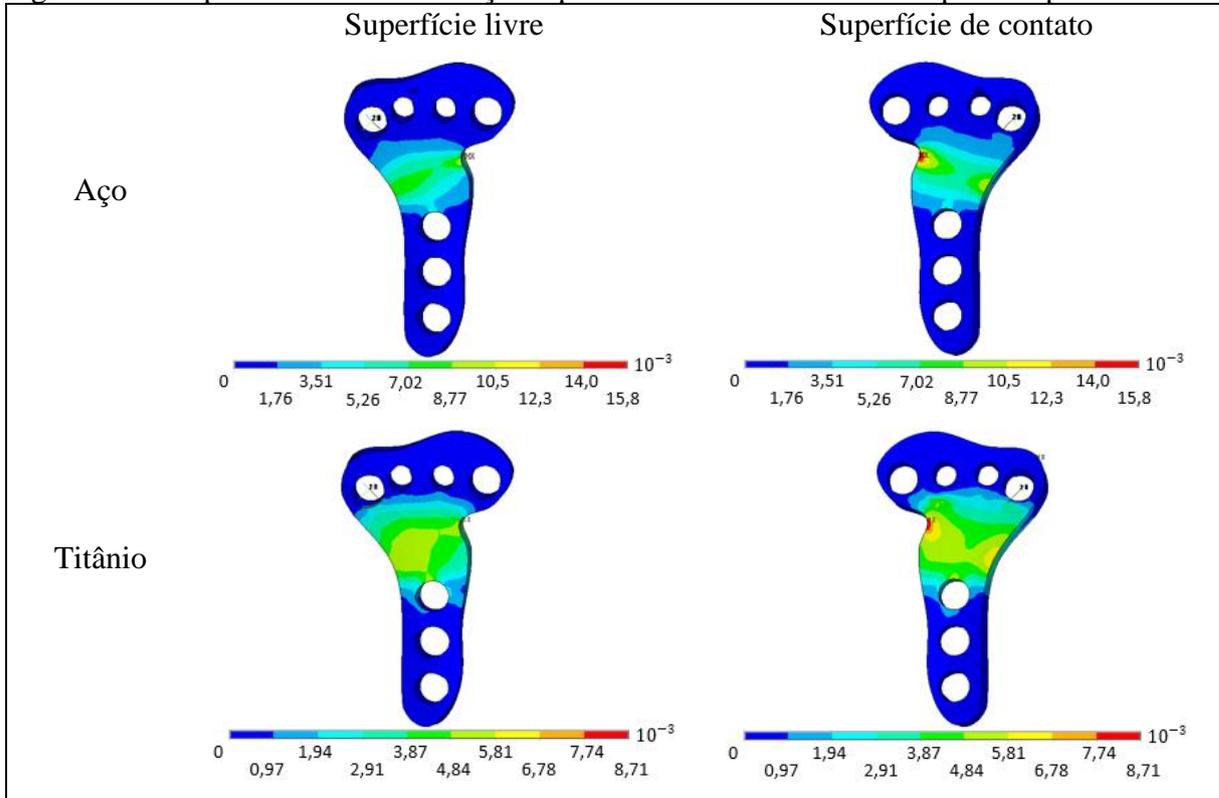
4.3.3 Deformação equivalente na placa

Obteve-se a deformação total (elástica e plástica) nas placas volares de liga Ti-6Al-4V e aço inoxidável 316L submetidas a ensaios compressivos e trativos de cargas pontuais.

Os resultados para a deformação total nos ensaios envolvendo cargas pontuais compressivas (Figura 39) indicam que a região de maior deformação ocorreu próxima à região de fratura óssea e na parte de maior reentrância da geometria do implante. As placas de aço apresentaram magnitudes de deformação consideravelmente superiores à deformação no escoamento do aço inoxidável 316L ($1,76 \times 10^{-3}$), diferentemente da placa de liga Ti-6Al-4V

que não apresentou deformação plástica. Este fato indica uma segurança no processo de estabilização da fratura por parte do implante de titânio, já que não há deformações permanentes quando submetido a cargas compressivas próximas a 600 N.

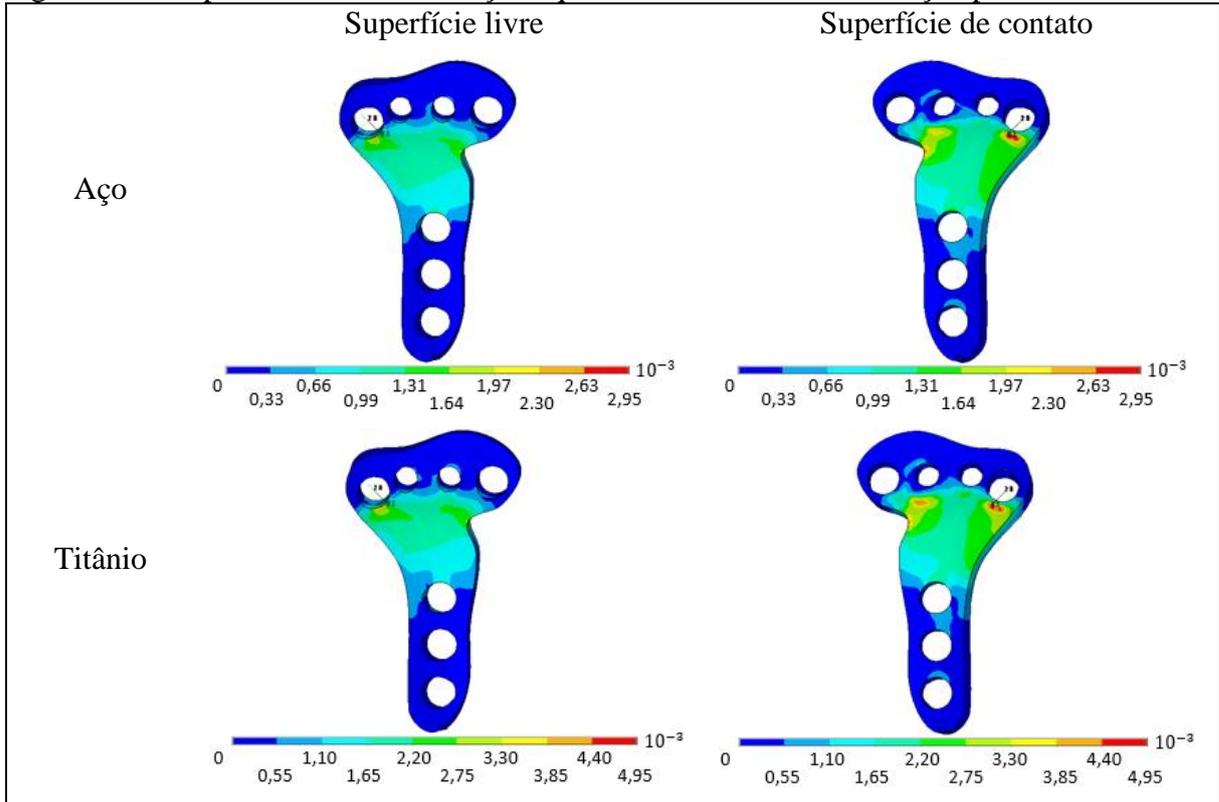
Figura 39 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de compressão pontual.



Nota: Deslocamento de 1,12 mm. Carga equivalente de -589 N para o titânio e -565 N para o aço. Modelo R.
Fonte: O autor, 2021.

Quanto à tração pontual, os resultados obtidos para deformação (Figura 40) indicam que a aplicação de carga utilizada tende a concentrar os esforços na parte distal do implante. Como ocorrido no ensaio de compressão pontual apenas a placa de aço apresentou deformação permanente. Entretanto, a deformação no implante de titânio foi maior que na estrutura de aço, resultado diferente do obtido na compressão. Isso evidencia que a placa volar de titânio tende a sofrer maiores deformações quando submetida a esforços trativos, porém sem entrar no regime plástico de deformação. Para a placa de aço inoxidável, cargas próximas a 600 N fizeram a estrutura escoar, o que ressalta que o atual modelo de placa não é seguro para aplicações com cargas pontuais mais elevadas.

Figura 40 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de tração pontual.



Nota: Carga equivalente de 589 N para o titânio e 565 N para o aço. Modelo R.
 Fonte: O autor (2021).

4.4 Influência do tipo de carregamento

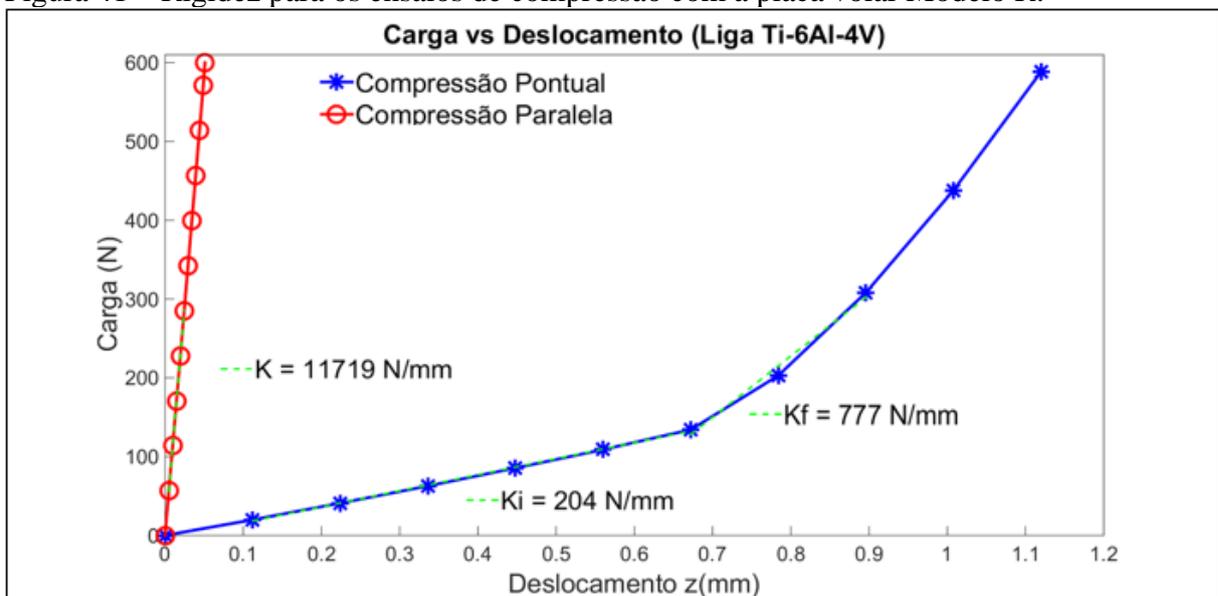
Para analisar a influência do tipo de carregamento, comparou-se os resultados de rigidez, tensões de von Mises e deformação total na placa para os ensaios de compressão e tração pontual e paralela realizado com a placa volar Modelo R da liga Ti-6Al-4V.

4.4.1 Rigidez

Comparou-se a rigidez para os ensaios de carga de compressão pontual e paralela com a placa Modelo R de liga Ti-6Al-4V, sendo os resultados mostrados na Figura 41. Nota-se um valor consideravelmente superior de rigidez para o ensaio de carga paralela. O deslocamento obtido em tal ensaio foi inferior a 0,1 mm para carga máxima de 600 N. Diferentemente do que

ocorreu para o ensaio de carga pontual, não houve uma mudança abrupta no comportamento da curva carga vs deslocamento. Tal fato pode ser explicado pela maneira como o carregamento foi simulado em cada caso. Levanta-se a hipótese de que até o deslocamento de 0,7 mm, no ensaio de carga pontual, a esfera apresenta contato mínimo com a superfície distal e por isso as cargas de reação são menores se comparadas à parte final do ensaio, onde foi verificado o aumento da rigidez devido ao aumento no valor da carga de reação. Contudo, no ensaio de deslocamento paralelo a superfície distal é deslocada de maneira uniforme em sua totalidade, não havendo assim partes da superfície distal sem contato com a carga aplicada.

Figura 41 – Rigidez para os ensaios de compressão com a placa volar Modelo R.

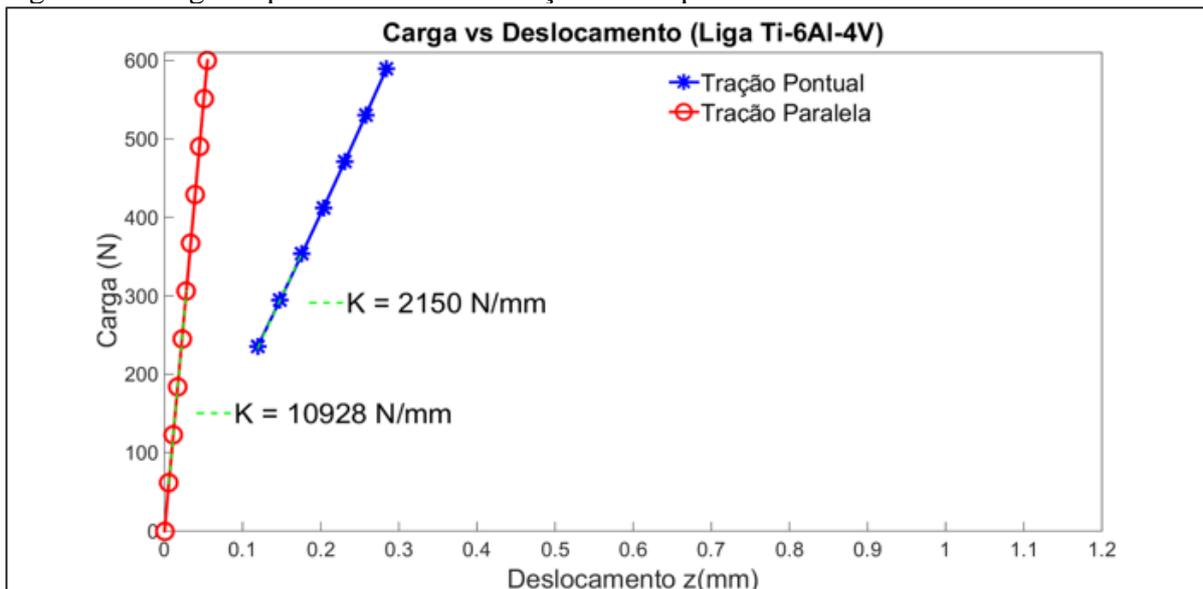


Nota: Carga de aproximadamente 600 N.

Fonte: O autor, 2021.

Processo análogo foi realizado para os ensaios de tração, calculando-se a rigidez para os ensaios de tração paralela e tração pontual (Figura 42). Como já foi citado anteriormente, para tração pontual foram excluídos os pontos de carga com deslocamento inferior a 0,1mm para efeitos de cálculo. Como visto para os ensaios de compressão, a rigidez no ensaio de cargas paralelas foi superior em relação ao ensaio de carga pontual. Além disso, percebe-se que, como ocorrido no ensaio de compressão paralela, a carga de 600 N não gerou deslocamentos na superfície do rádio superiores a 0,1 mm. Salienta-se que tal semelhante se deve ao fato do procedimento aplicado nos ensaios de compressão e tração paralela foi o mesmo, mudando-se apenas a direção do deslocamento imposto. Ademais, quanto à tração pontual, verifica-se uma maior rigidez se comparado com o ensaio de cargas compressivas pontuais, tendo em vista que a carga aplicada de 600 N gerou deslocamentos menores na estrutura.

Figura 42 – Rigidez para os ensaios de tração com a placa volar Modelo R.



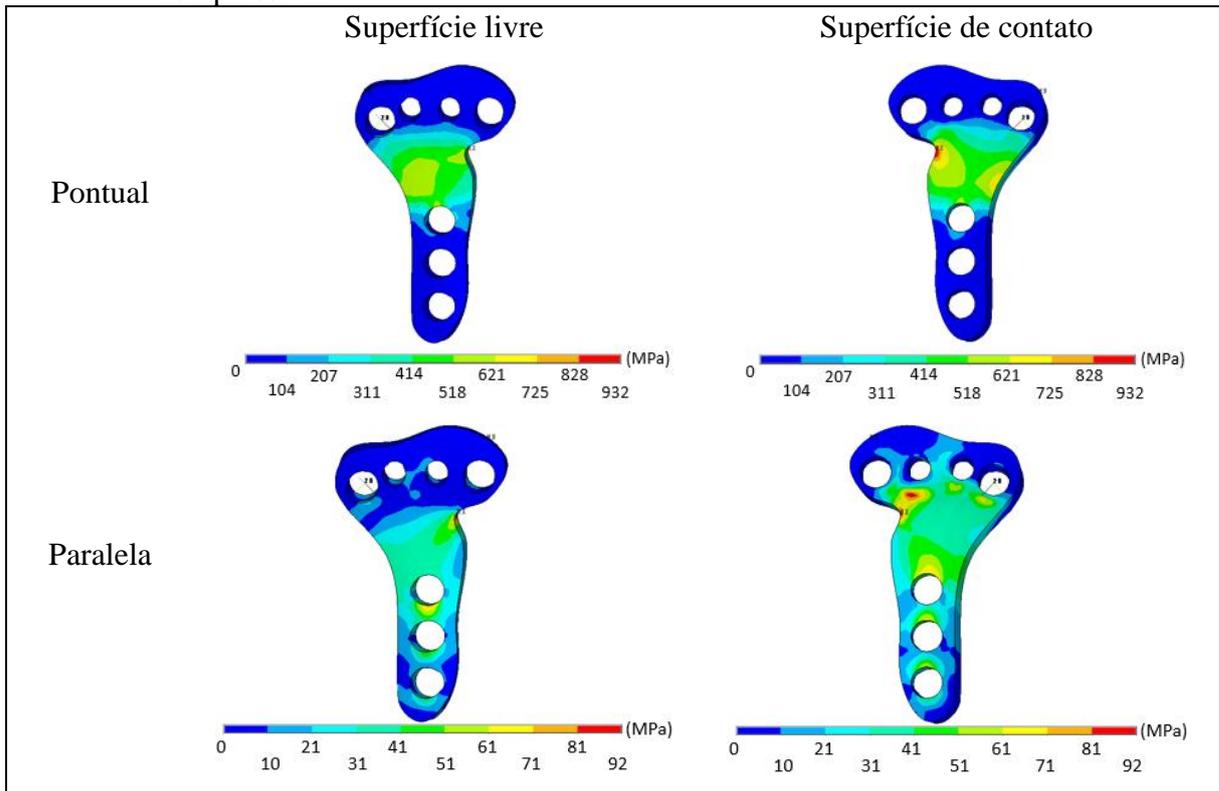
Nota: Carga de aproximadamente 600 N.

Fonte: O autor, 2021.

4.4.2 Tensões de von Mises e tensões principais

Analisou-se o mapeamento da tensão equivalente de von Mises e das tensões principais para os ensaios de compressão pontual e paralela, com os resultados mostrados nas Figuras 43 e 44 e na Tabela 12. Há semelhanças a serem destacadas nos resultados obtidos nos dois ensaios, como por exemplo, tensões máximas no ponto de maior reentrância da geometria e tensões nulas nas extremidades inferior e superior do implante. Entretanto, deve-se destacar que o ensaio de compressão pontual gerou tensões significativamente maiores, distribuídas principalmente na região onde se encontra o contato da placa com a fratura. Em nenhum dos ensaios foi atingido o limite de escoamento da liga de titânio em questão, mesmo havendo notórios pontos de concentração de tensão na geometria da placa. Nos resultados referentes às tensões principais é possível notar a predominância do carregamento monotônico sobre os esforços de flexão resultantes, já que as tensões de compressão foram superiores às de tração. Entretanto, estimou-se que as tensões trativas devido à flexão representaram entre 45 a 60 % das tensões causadas pela carga axial, devendo-se assim considerar tal efeito para o uso de placas volares de liga titânio na fixação de fraturas no rádio distal.

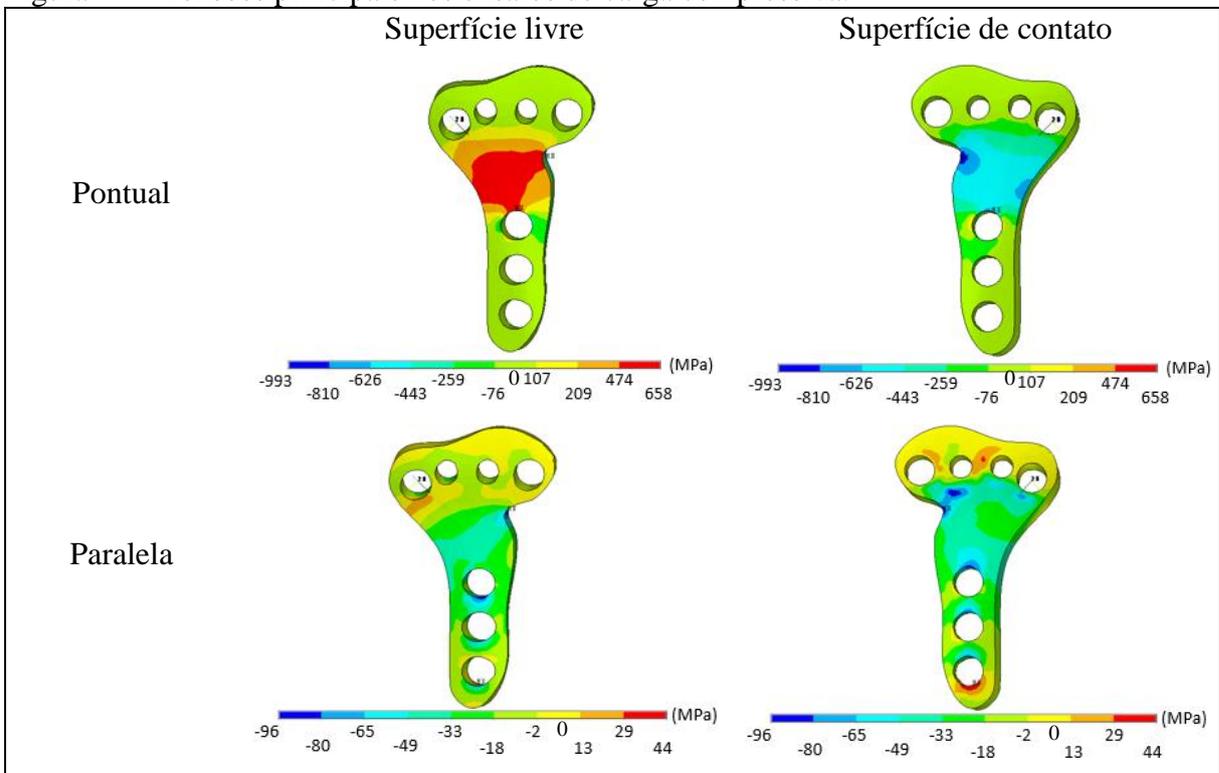
Figura 43 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de carga compressiva.



Nota: Carga de aproximadamente -600 N. Modelo R. $\sigma_e = 970 \text{ MPa}$.

Fonte: O autor, 2021.

Figura 44 – Tensões principais nos ensaios de carga compressiva.



Nota: Carga de aproximadamente -600 N. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 12 – Influência do carregamento compressivo nas tensões principais e na tensão equivalente de Von Mises (placa de titânio).

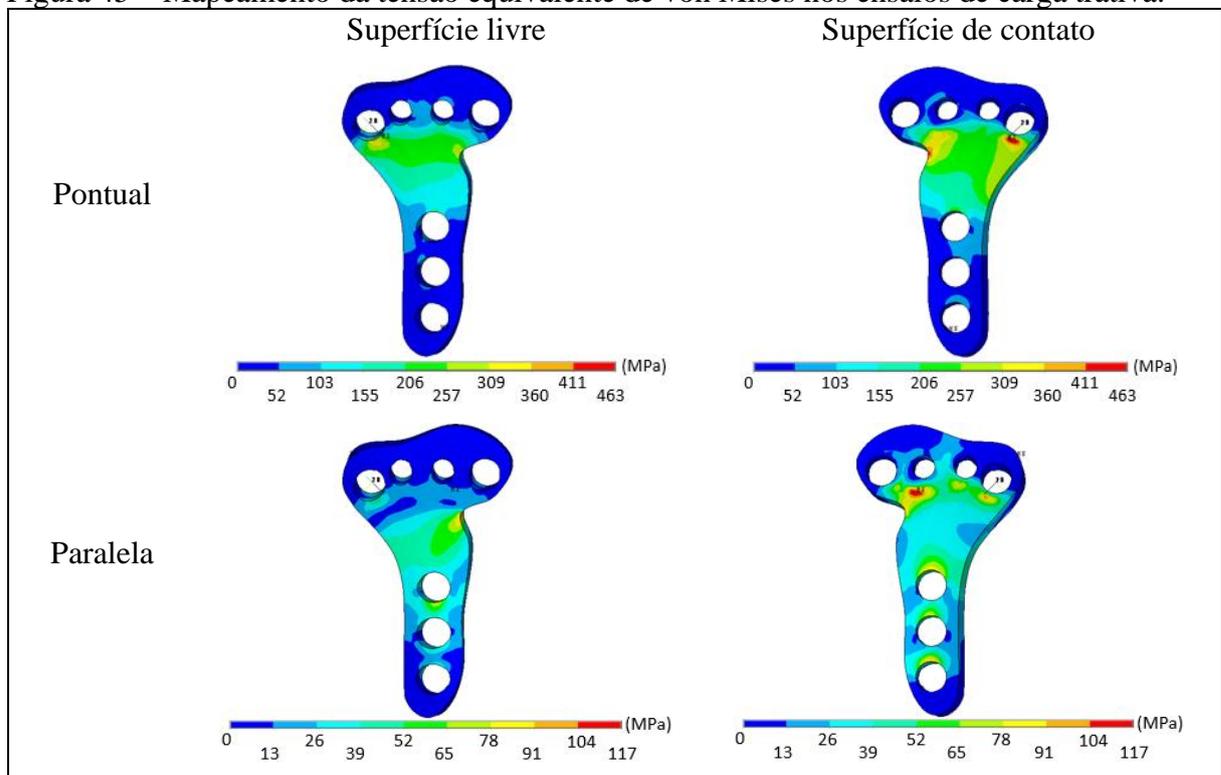
Ensaio	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_e (MPa)
Compressão Pontual	658	-993	932
Compressão Paralela	44	-96	92

Nota: Carga de aproximadamente 600 N.

Fonte: O autor, 2021.

Quanto aos ensaios de carga trativa, os resultados são mostrados nas Figuras 45 e 46 e na Tabela 13. Em relação a magnitude da tensão equivalente de von Mises, nota-se valores consideravelmente superiores para os ensaios de carga pontual. Destaca-se a região central do implante que fica em contato com a região da fratura apresentando os maiores valores de tensão juntamente com o ponto onde está localizada a reentrância da placa. Deve-se salientar que, por meio da análise feita quanto às tensões principais, notou-se a predominância do carregamento trativo em relação ao compressivo. Todavia, as tensões compressivas representaram cerca de 80% da magnitude das tensões trativas para o ensaio de carga pontual. Já para o ensaio de carga paralela, as tensões de compressão apresentaram aproximadamente metade da magnitude das tensões trativas.

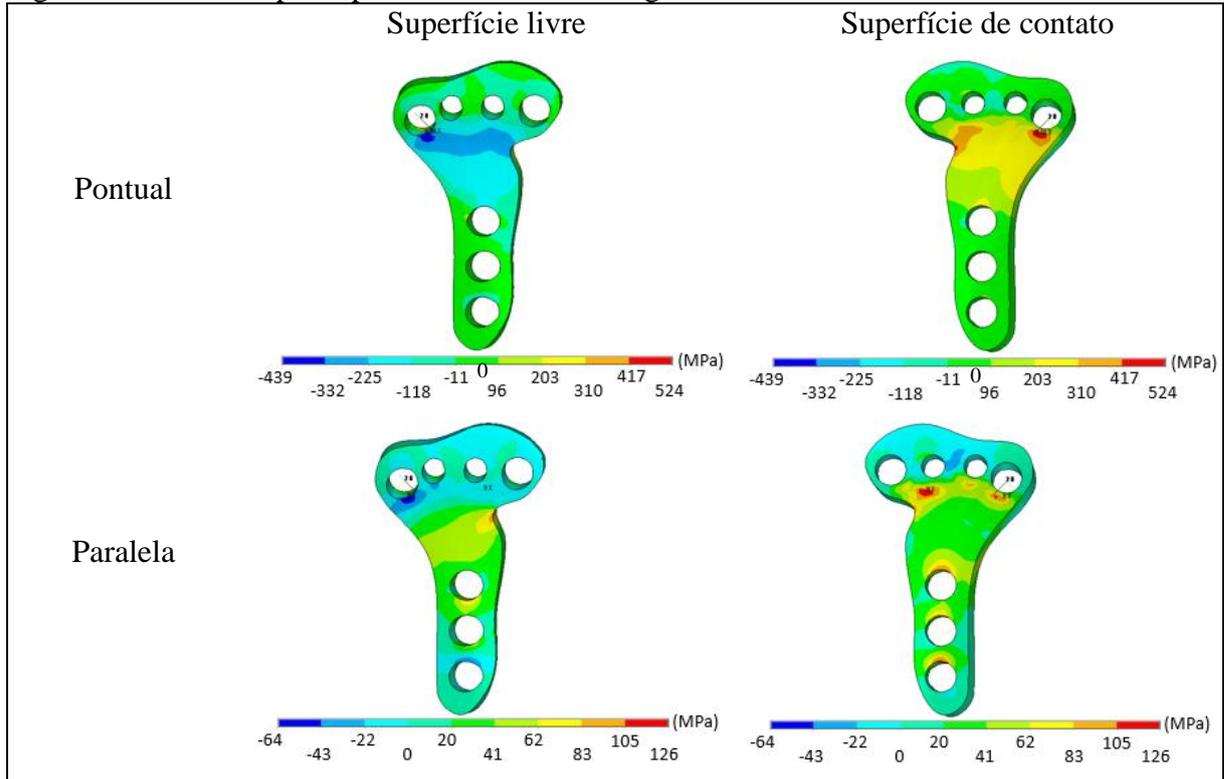
Figura 45 – Mapeamento da tensão equivalente de von Mises nos ensaios de carga trativa.



Nota: Carga de aproximadamente 600 N. Modelo R. $\sigma_e = 970 \text{ MPa}$.

Fonte: O autor, 2021.

Figura 46 – Tensões principais nos ensaios de carga trativa.



Nota: Carga de aproximadamente 600 N. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Tabela 13 – Influência do carregamento trativo nas tensões principais e na tensão equivalente de Von Mises (placa de titânio).

Ensaio	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_e (MPa)
Tração Pontual	524	-439	463
Tração Paralela	126	-64	117

Nota: Carga de aproximadamente 600 N.

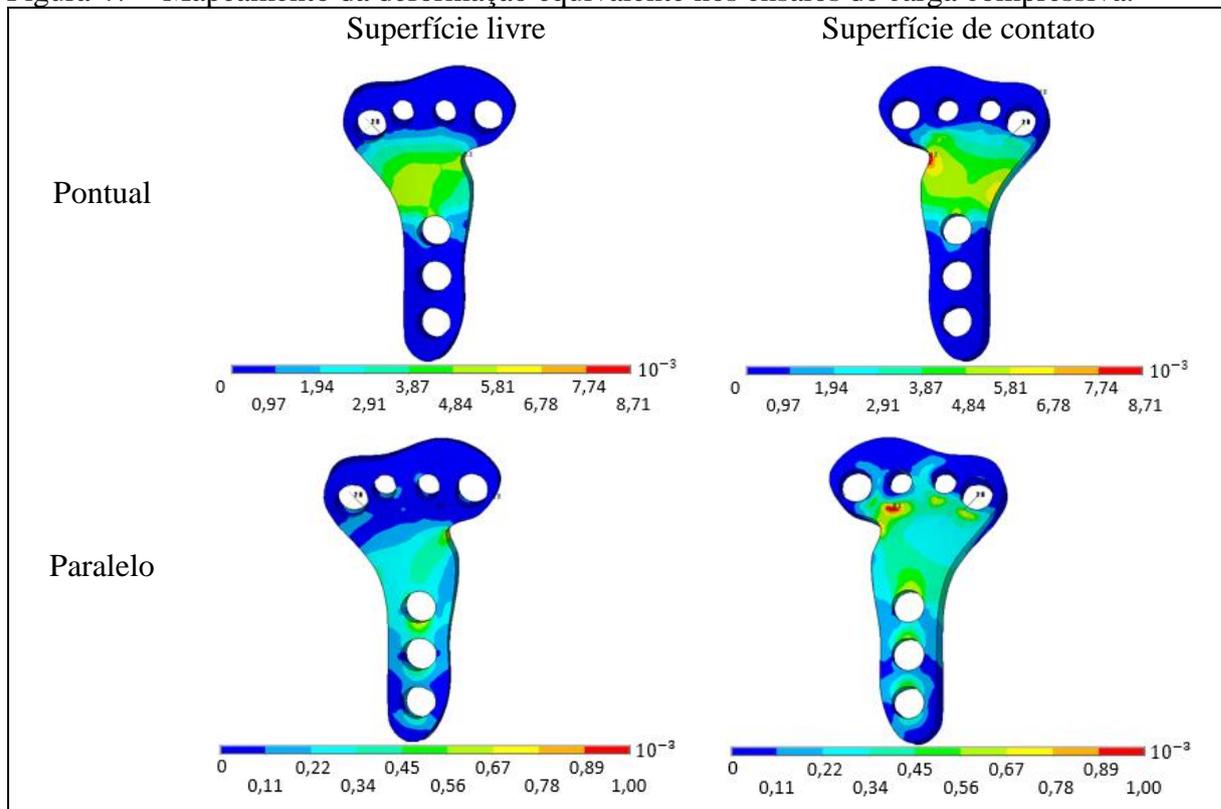
Fonte: O autor, 2021.

4.4.3 Deformação equivalente na placa

Verificou-se a deformação equivalente no implante de titânio para os ensaios de carga pontual e paralela de cunho compressivo e trativo, com os resultados sendo mostrados nas Figuras 47 e 48. Em nenhum dos ensaios atingiu-se a deformação no limite elástico do material, equivalente a $8,82 \times 10^{-3}$. Logo, ressalta-se que os dois modelos de carga aplicado não causaram deformações permanentes na estrutura. De acordo com os mapeamentos de tensões apresentados na seção anterior, era possível prever as regiões da placa com maiores magnitudes

de deformação. Tal fato foi comprovado com valores significativos de deformação ocorrendo na região da placa em contato com a fratura do osso e no ponto de maior reentrância da geometria. Como já observado para tensão equivalente de von Mises, a deformação teve magnitude superior nos ensaios de carga pontual, mesmo ambos os ensaios apresentando cargas de reação próximas a 600 N. Salienta-se que os ensaios de cargas pontuais provocaram deformações concentradas na região central da placa, tendo em vista que a carga aplicada também é concentrada em dada região da superfície distal, atenuando assim os efeitos provocados pela tensão resultante. O oposto ocorreu para os ensaios de carregamento paralelo, pois o deslocamento é realizado sobre toda a superfície distal de maneira igualitária, provocando assim uma distribuição maior nas tensões resultantes sobre a estrutura e conseqüentemente gerando deformações praticamente sobre toda a superfície da placa volar.

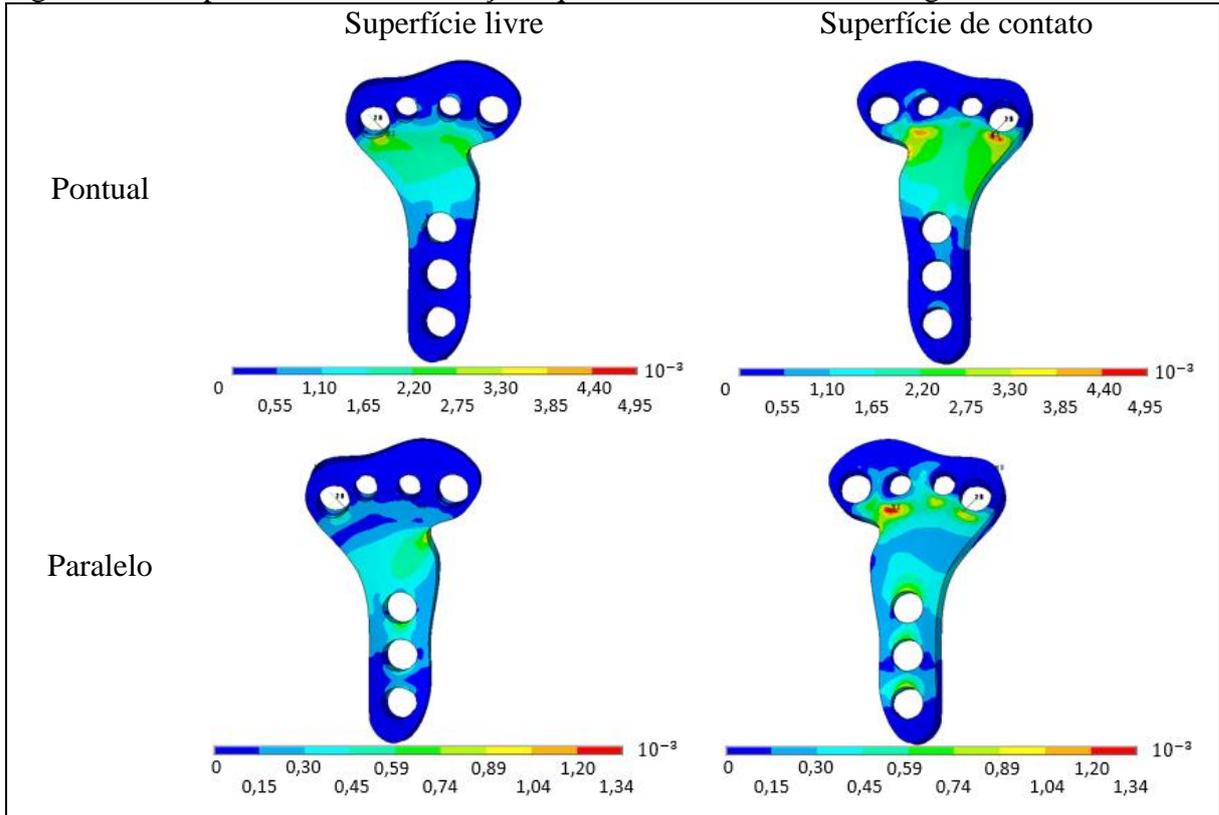
Figura 47 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carga compressiva.



Nota: Carga de aproximadamente -600 N. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Figura 48 – Mapeamento da deformação equivalente nos ensaios de carga trativa.



Nota: Carga de aproximadamente 600 N. Modelo R.

Fonte: O autor, 2021.

Na Tabela 14 temos os valores de rigidez em cada um dos ensaios realizados, para os diferentes modelos de placa e para os dois diferentes materiais (titânio e aço inoxidável).

Tabela 14 – Valores de rigidez para cada simulação realizada.

Ensaio	Placa	Material	k (N/mm)
Compressão Pontual	Modelo R	Titânio	$k_i = 204$ $k_f = 1252$
Compressão Pontual	Modelo R	Aço inoxidável	$k_i = 286$ $k_f = 862$
Compressão Pontual	Modelo S	Titânio	$k_i = 216$ $k_f = 1325$
Tração Pontual	Modelo R	Titânio	2150
Tração Pontual	Modelo R	Aço inoxidável	2542
Compressão Paralela	Modelo R	Titânio	11719
Tração Paralela	Modelo R	Titânio	10928

Fonte: O autor, 2021.

4.5 Aspectos referentes aos resultados obtidos

Quando ocorre o escoamento do material metálico da placa de um implante significa que com a retirada total da carga, o implante e a fratura apresentarão um deslocamento permanente. Há estudos na literatura que verificaram diferentes modos de falha para placas volares submetidas a cargas monotônica e cíclica que atingiram o limite de elasticidade das ligas metálicas. KOH et al. (2006) e BLYTHE et al. (2006) encontraram que o modo de falha mais comum nos testes realizados ocorreu pelo processo de dobramento da placa, gerado por cargas de flexão resultantes do carregamento axial de compressão. MCCALL et al. (2007) mostraram que placas volares, quando carregadas axialmente por cargas de compressão na casa de 2000 N, causaram o esmagamento da superfície distal do rádio, formando assim novas pequenas fraturas em tal região.

Por outro lado, há relatos de dobramento nos parafusos distais de fixação e até mesmo sua liberação do implante, com a falha catastrófica da estrutura ocorrendo predominantemente na interface entre placa e parafusos distais (KAMEI et al., 2010; BAUMBACH et al., 2015; SYNEK et al., 2016). HSIAO et al. (2017). Outros fatores podem causar a falha de placas volares por escoamento da estrutura, como o afrouxamento dos parafusos e a perda de estabilidade e resistência do sistema de fixação. Logo, percebe-se os efeitos negativos causados por se alcançar o limite de escoamento de placas volares usadas para fixação de fraturas no rádio distal, tanto pelo processo de dobramento do implante quanto pela presença de tensões prejudiciais nos parafusos.

Além disso, deve-se salientar que outros fenômenos que ocorrem no processo de redução da fratura por placas volares podem ser prejudiciais pois há intensa perda óssea ao redor do implante reduzindo a conexão mecânica do sistema implante-osso. A proteção induzida pela tensão (em inglês, *stress shielding*) gera a transferência não homogênea de cargas (e tensões) entre o implante e o osso devido, em grande parte, à diferença entre o módulo de Young dos dois materiais (GEFEN, 2002; NIINOMI e NAKAI, 2011). Uma fratura óssea ocorre devido a determinada sobrecarga única ou múltipla com intensidade maior que o limite suportado pelo osso, levando à perda da função de suporte ósseo e posteriormente causando dor (JEE, 2001). Quando um implante é adicionado na região da fratura há uma repartição da carga, diminuindo as tensões do osso e aumentando a estabilidade (FERNANDES et al., 2017). A proteção induzida pela tensão gera perda óssea ao redor do implante, ocorrendo principalmente em regiões onde a transferência de carga ocorre através do implante e não pelo osso

(CHANLALIT et. al., 2012). Tal fato pode levar ao afrouxamento dos parafusos, falha da aplicação ortopédica e a novas fraturas do osso, além de um processo de adaptação óssea ao redor do implante, afetando negativamente a rigidez do rádio, devido à mudança na distribuição de carga entre o osso e a placa volar (NIINOMI e NAKAI, 2011).

Para o presente trabalho é importante salientar o risco de ocorrência desse processo, tendo em vista que o módulo de Young do aço e do titânio são de 200 e 110 GPa, respectivamente, valores consideravelmente superiores ao do osso cortical (17 GPa) e esponjoso (1,3 GPa). Há estudos numéricos que buscam estudar novos implantes para fixação de fraturas do rádio distal, com rigidez inferior aos implantes de liga Ti-6Al-4V e de aço inoxidável, com o intuito de reduzir os problemas relacionados ao processo de proteção induzida pela tensão (ASHJAE, JOHNSTON e JOHNSTON, 2020).

O deslocamento permanente, como identificado para o implante de aço inoxidável próximo da carga máxima ensaiada, quando o escoamento ocorre pode afetar a formação do calo ósseo na fase de recuperação. Embora micromovimentos possam ser úteis na cicatrização óssea (CRUZ et al., 2017) pois induziriam tensões que estimulam o processo, grandes deslocamentos poderiam representar uma nova pequena fratura. Tal fato foi observado por MCCALL et al. (2007) que aplicaram cargas próximas a 2000 N na superfície distal do rádio, gerando novas fraturas em tal região. Sabe-se que a falha de sistemas de fixação com placas valores ocorre em sistemas que utilizam cargas entre 55 e 825 N, variando com o método de aplicação de carga (TAYLOR, PARKS e SEGALMAN, 2006). Há estudos que buscaram estudar a magnitude das cargas geradas no período pós operatório. OSADA et al. (2003) constataram que os movimentos do punho ocasionam cargas entre 100 e 250 N, enquanto que MATHIOWETZ et al. (1985) encontraram magnitudes de carga na casa dos 450 N.

Mesmo havendo diferenças nos resultados obtidos em cada estudo, salienta-se que os carregamentos causados no período inicial de reabilitação do paciente não devem ultrapassar metade da carga de falha do sistema (TAYLOR, PARKS e SEGALMAN, 2006), a fim de não prejudicar o processo de calo ósseo do rádio ou originar novas fraturas. A avaliação destes efeitos, entretanto, depende de muitos aspectos como o tipo de implante, o afastamento entre as seções fraturadas, o tempo após a cirurgia, e muito certamente da carga e rigidez do implante e do osso sob cicatrização (cuja rigidez se eleva com o tempo após a cirurgia).

CONCLUSÃO

Nesta dissertação foi estudada por simulação numérica em elementos finitos paramétrica o comportamento mecânico de um sistema composto por um rádio fraturado, uma placa volar (aço inoxidável austenítico 316L e liga Ti-6Al-4V) e parafusos de fixação, aplicando-se cargas compressivas e trativas de módulo até 600 N. A carga de 600 N corresponde à máxima carga que um operário pode exercer manualmente segundo decisão do Superior Tribunal do Trabalho do país, provavelmente usando ambos os braços. Por isto, a estimativa da rigidez para cada rádio foi limitada a 300 N.

Os resultados obtidos por meio das simulações numéricas mostraram pouco efeito da mudança de geometria na rigidez do sistema. Houve significativa diferença na rigidez entre as placas de aço e titânio. O aço apresentou rigidez maior na compressão pontual e a liga de titânio na tração pontual. Para os ensaios de cargas paralelas o implante de aço obteve maior rigidez, com as ligas metálicas tendo o comportamento semelhante em relação à curva carga-deslocamento.

As placas continham uma diferença entre si, com uma delas contendo uma reentrância pouco severa na região da fratura do rádio distal. As tensões equivalentes de von Mises foram consideravelmente superiores para a placa com reentrância que aquela sem reentrância. Ademais, deve-se salientar o efeito de flexão causado nos ensaios de compressão e tração pontual para ambos os implantes. Todavia, os ensaios de carga paralela, por restringirem as rotações na parte distal do osso, mostraram menor flexão, com tensões oriundas predominantemente do carregamento axial. Outro ponto a ser destacado é que as restrições impostas nos ensaios de carga paralela resultaram em uma estrutura mais rígida, apresentando deslocamentos consideravelmente inferiores comparados com os ensaios de carga pontual para um mesmo valor de carga.

As placas de titânio não apresentaram deformação permanente em nenhum dos ensaios realizados. Entretanto, o implante de aço inoxidável atingiu o limite de escoamento de 352 MPa nos ensaios de carga pontual. A liga Ti-6Al-4V possui um limite de escoamento aproximadamente 2,7 vezes a do aço inoxidável, e melhores aspectos de biocompatibilidade, mas seu custo mais elevado limita fortemente o uso no Sistema Único de Saúde (SUS), que usa quase que exclusivamente o aço inoxidável austenítico nos implantes ortopédicos.

Em suma, os resultados mostram melhores resultados biomecânicos para o implante de titânio, por não apresentar deformação plástica para cargas de até 300 N. Porém, deve-se

destacar a rigidez mais elevada do implante de aço inoxidável para os esforços de tração, além do fato de que tal material sofreu escoamento apenas para os ensaios de carga pontual.

É importante salientar que existem limitações no método numérico empregado que podem influenciar nos resultados obtidos. O modelo possui simplificações quanto à geometria do osso, da constituição óssea do rádio, do rádio, da placa e dos parafusos, além da conexão dos parafusos no rádio e do próprio método de aplicação de carga. Tais simplificações podem afetar a estimativa da rigidez, a distribuição e a intensidade das tensões e deformações da estrutura da placa. Por isso, deve-se considerar que o presente estudo avaliou a influência de fatores como a geometria, das ligas metálicas usadas em implantes, e do modo de carregamento em placas volares utilizadas para fixação de fraturas no rádio distal. Contudo, não há pretensão de que os resultados obtidos substituam a avaliação biomecânica em casos clínicos reais, tendo em vista que outros aspectos biomecânicos devem ser considerados, entretanto, bastante informação acerca do comportamento mecânico pôde ser obtida das simulações realizadas.

Para trabalhos futuros, pode ser realizada a execução de um ensaio experimental envolvendo placas volares, como aqueles vistos na literatura, com o intuito de comparar os resultados numéricos com os obtidos em uma análise *in-vitro*. Além disso, outra análise possível é verificar a rigidez de um rádio sadio (hígido) por meio dos testes numéricos realizados no presente trabalho, a fim de comparar o comportamento dessa estrutura com um rádio fraturado na parte distal e estabilizado por uma placa volar. Outra possibilidade também é utilizar o modelo paramétrico para buscar otimizações estruturais de geometria para a placa volar.

REFERÊNCIAS

ALFIE, V. Uso de placa palmar bloqueada em fracturas intra articulares del radio distal en pacientes mayores de 60 años. Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología, v. 71, p. 197-204, 2007.

ARENAS PLANELLES, A.; ORTEGA ARRUTI, J. A.; CORCHUELO MAÍLLO, C.; ARENAS MIQUÉLEZ, A.; ORTEGA SÁEZ, M. La osteosíntesis con placa volar como tratamiento de las fracturas complejas del radio distal. Revista Española de Cirugía Osteoarticular, v. 42, n. 226, p. 61-74, 2006.

ASHJAE, N.; JOHNSTON, G.; JOHNSTON, J. Evaluation of long-term effects of a novel surgical implant and the volar locking plate using adaptive finite element modelling. In: Orthopaedic Proceedings. The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery, 2020. p. 86-86.

ASTM. F136: Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). ASTM International, 2013.

ASTM. F138: Standard Specification for Wrought 18 Chromium-14 Nickel-2.5 Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673), Pennsylvania, 2013.

AZEVEDO, A. Método dos elementos finitos. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, v. 1, n. 7, 2003.

BAUMBACH, S. F.; SYNEK, A.; TRAXLER, H.; MUTSCHLER, W.; PAHR, D.; CHEVALIER, Y. The influence of distal screw length on the primary stability of volar plate osteosynthesis—a biomechanical study. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, v. 10, n. 1, p. 1-8, 2015.

BERTARELLI, A. Beam-induced damage mechanisms and their calculation. arXiv preprint arXiv:1608.03056, 2016.

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. The Journal of Hand Surgery, v. 31, n. 10, p. 1587-1593, 2006.

BODY PARTS 3D/ANATOMOGRAPHY. Japão, out. de 2016. Disponível em: < <https://lifesciencedb.jp> >. Acesso em: 31 jan. de 2020.

BONFIELD, W. Advances in the fracture mechanics of cortical bone. Journal of Biomechanics, v. 20, n. 11-12, p. 1071-1081, 1987.

BORON, W. F.; BOULPAEP, E. L. Medical physiology E-book. Elsevier Health Sciences, 2016.

BOTSCH, M.; SORKINE, O. On linear variational surface deformation methods. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, v. 14, n. 1, p. 213-230, 2007.

BRASIL. Consolidação das Leis do Trabalho (1943). Constituição da República Federativa do Brasil.

CAITI, G.; DOBBE, J. G.; BERVOETS, E.; BEERENS, M.; STRACKEE, S. D.; STRIJKERS, G. J.; STREEKSTRA, G. J. Biomechanical considerations in the design of patient-specific fixation plates for the distal radius. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 57, n. 5, p. 1099-1107, 2019.

CHANLALIT, C.; SHUKLA, D. R.; FITZSIMMONS, J. S.; AN, K. N.; O'DRISCOLL, S. W. Stress shielding around radial head prostheses. The Journal of Hand Surgery, v. 37, n. 10, p. 2118-2125, 2012.

CHEN, A. C. Y.; LIN, Y. H.; KUO, H. N.; YU, T. C.; SUN, M. T.; LIN, C. L. Design optimisation and experimental evaluation of dorsal double plating fixation for distal radius fracture. Injury, v. 44, n. 4, p. 527-534, 2013.

CHENG, H. Y. K.; LIN, C. L.; LIN, Y. H.; CHEN, A. C. Y. Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture. Clinical Biomechanics, v. 22, n. 5, p. 510-517, 2007.

COLLES, A. On the fracture of the carpal extremity of the radius. Injury: The British Journal of Accident Surgery, v. 3, n. 4, p. 368-372, 1970.

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. The Journal of Hand Surgery, v. 38, n. 6, p. 1097-1105, 2013.

CRUZ, R. et al. Estimulação óssea induzida por micromovimentos realizada por um sistema eletromecânico. Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões ISSN, v. 1646, p. 7078, 2017.

DISTAL Radius Fractures (Broken Wrist). OrthoInfo, Rosemont IL, EUA, nov. de 2015. Disponível em: <<https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/distal-radius-fractures-broken-wrist/>>. Acesso em: 30 jul. 2019.

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, n. 4, p. 535-539, 2013.

DURAND, R.; PANTOJA-ROSETO, B. G.; OLIVEIRA, V. A general mesh smoothing method for finite elements. Finite Elements in Analysis and Design, v. 158, p. 17-30, 2019.

ELFEITURI, F. E.; TABOUN, S. M. An evaluation of the NIOSH lifting equation: a psychophysical and biomechanical investigation. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, v. 8, n. 2, p. 243-258, 2002.

FERNANDES, M. G.; FONSECA, E. M.; BARBOSA, M. P.; NATAL, R. Análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur (Tipo B) utilizando uma haste intramedular. Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica, v. 19, p. 41-48, 2015.

FYHRIE, D. P.; SCHAFFLER, M. B. Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone. Bone, v. 15, n. 1, p. 105-109, 1994.

GEFEN, A. Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws. Medical and Biological Engineering and Computing, v. 40, n. 3, p. 311-322, 2002.

GENG, JIAN-PING; TAN, KESON BC; LIU, GUI-RONG. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

GESENSWAY, D.; PUTNAM, M. D.; MENTE, P. L.; LEWIS, J. L. Design and biomechanics of a plate for the distal radius. The Journal of Hand Surgery, v. 20, n. 6, p. 1021-1027, 1995.

GREGORY, J. A. Smooth interpolation without twist constraints. In: Computer aided geometric design. Academic Press, 1974. p. 71-87.

HIBBELER, R.C. Resistência dos Materiais, 3.º Ed., Editora Livros Técnicos e Científicos, 2000.

HSIAO, C. K.; TU, Y. K.; LEE, C. H.; YEN, C. Y.; KAO, F. C.; TSAI, Y. J. Biomechanical study on the cyclic stability of distal radius C2 type osteoporotic fractures using locking plates in a cadaver model. Journal of Medical and Biological Engineering, v. 38, n. 5, p. 707-714, 2018.

ISOLA, J. G. M. P.; MORAES, P. C. Estrutura e regeneração óssea–revisão de literatura. Revista Científica Eletrônica de Medicina Veterinária, 2012.

JEE, W. S. Integrated bone tissue physiology: anatomy and physiology. Bone Mechanics Handbook, 2001.

JONES R. Injuries to Joints. Frowde, Hodder & Stoughton, London, 1915.

KAMANO, M.; HONDA, Y.; KAZUKI, K.; YASUDA, M. Palmar plating for dorsally displaced fractures of the distal radius. Clinical Orthopaedics and Related Research, v. 397, p. 403-408, 2002.

KAMEI, S.; OSADA, D.; TAMAI, K.; KATO, N.; TAKAI, M.; KAMEDA, M.; NOHARA, Y. Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: biomechanical study in a cadaveric model. Journal of Orthopaedic Science, v. 15, n. 3, p. 357-364, 2010.

KAPLAN, F. S. Form and function of bone. In: SIMON, S.R. Orthopaedic basic science. Chicago: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994.

KHANDELWAL, M.; PATEL, H. P.; PRAVINBHAI, P. S. A clinical study for the comparison of volar plate versus external fixation in distal radius fractures surgery. International Journal of Orthopaedics, v. 7, n. 2, p. 889-892, 2021.

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, p. S41-S46, 2017.

KOH, S.; MORRIS, R. P.; PATTERSON, R. M.; KEARNEY, J. P.; BUFORD JR, W. L.; VIEGAS, S. F. Volar fixation for dorsally angulated extra-articular fractures of the distal radius: a biomechanical study. The Journal of Hand Surgery, v. 31, n. 5, p. 771-779, 2006.

LIN, C.; LIN, Y.; CHEN, A. Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study. Medical and Biological Engineering and Computing, v. 44, n. 8, p. 665-673, 2006.

LIN, Y. H.; LIN, C. L.; KUO, H. N.; SUN, M. T.; CHEN, A. C. Y. Biomechanical analysis of volar and dorsal double locking plates for fixation in comminuted extra-articular distal radius fractures: a 3D finite element study. Journal of Medical and Biological Engineering, v. 32, n. 5, p. 349-356, 2012.

LIPORACE, F. A.; KUBIAK, E. N.; JEONG, G. K.; IESAKA, K.; EGOL, K. A.; KOVAL, K. J. A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, v. 61, n. 3, p. 668-672, 2006.

LIRANI, A. P. R. Estudo comparativo dos efeitos do ultra-som e do laser de baixa intensidade no reparo ósseo de tibia de rato. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

MARTÍNEZ, A. M.; KAK, A. C. PCA versus LDA. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 23, n. 2, p. 228-233, 2001.

MARX, R. E.; GARG, A. K. Bone structure, metabolism, and physiology: its impact on dental implantology. Implant Dentistry, v. 7, n. 4, p. 267-276, 1998.

MATHIOWETZ, V.; KASHMAN, N.; VOLLAND, G.; WEBER, K.; DOWE, M.; ROGERS, S. Grip and pinch strength: normative data for adults. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 66, n. 2, p. 69-74, 1985.

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. The Journal of Hand Surgery, v. 32, n. 6, p. 806-812, 2007.

MEHLING, I.; MÜLLER, L. P.; DELINSKY, K.; MEHLER, D.; BURKHART, K. J.; ROMMENS, P. M. Number and locations of screw fixation for volar fixed-angle plating of

distal radius fractures: biomechanical study. The Journal of Hand Surgery, v. 35, n. 6, p. 885-891, 2010.

MUGNAI, R.; TARALLO, L.; CAPRA, F.; CATANI, F. Biomechanical comparison between stainless steel, titanium and carbon-fiber reinforced polyetheretherketone volar locking plates for distal radius fractures. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, v. 104, n. 6, p. 877-882, 2018.

NIINOMI, M.; NAKAI, M. Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone. International Journal of Biomaterials, 2011.

OLIVEIRA FILHO, O. M. D.; BELANGERO, W. D.; TELES, J. B. M. Fraturas do rádio distal: avaliação das classificações. Revista da Associação Médica Brasileira, v. 50, n. 1, p. 55-61, 2004.

OLIVEIRA, J. A.; GAMBETTA, R.; PINTO, J. C. Pega Ponto Versão 1.0, 2006.

OPPERMANN, M.; BRASIL, L. M.; SILVA, A. S. A.; CARDOSO, L. X. Uso de modelos de elementos finitos na biomecânica da coluna lombar. Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia, 2017.

ORBAY, J.L.; FERNANDEZ, D.L. Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: a preliminary report. The Journal of Hand Surgery, v. 27, n. 2, p. 205-215, 2002.

OSADA, D.; FUJITA, S.; TAMAI, K.; IWAMOTO, A.; TOMIZAWA, K.; SAOTOME, K. Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates. The Journal of Hand Surgery, v. 29, n. 3, p. 446-451, 2004.

OSADA, D.; VIEGAS, S. F.; SHAH, M. A.; MORRIS, R. P.; PATTERSON, R. M. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. The Journal of Hand Surgery, v. 28, n. 1, p. 94-104, 2003.

PAREDES, M.; GROLLEAU, V.; WIERZBICKI, T. On Ductile Fracture of 316L Stainless Steels at Room and Cryogenic Temperature Level: An Engineering Approach to Determine Material Parameters. Acta Materialia, p. 100624, 2020.

PATIL, H.; JEYAKARTHIKEYAN, P. V. Mesh convergence study and estimation of discretization error of hub in clutch disc with integration of ANSYS. In: IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. IOP Publishing, 2018.

PETERS, J. Smooth interpolation of a mesh of curves. Constructive Approximation, v. 7, n. 1, p. 221-246, 1991.

RAUSCH, S.; KLOS, K.; STEPHAN, H.; HOFFMEIER, K.; GRAS, F.; WINDOLF, M.; GUEORGUIEV, B.; HOFMANN, G. O.; MÜCKLEY, T. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model—a biomechanical study. Injury, v. 42, n. 11, p. 1248-1252, 2011.

RAUSCH, S.; SCHLONSKI, O.; KLOS, K.; GRAS, F.; GUEORGUIEV, B.; HOFMANN, G. O.; MÜCKLEY, T. Volar versus dorsal latest-generation variable-angle locking plates for the

fixation of AO type 23C 2.1 distal radius fractures: a biomechanical study in cadavers. Injury, v. 44, n. 4, p. 523-526, 2013.

REN, Y.; ZHAO, H.; YANG, K.; ZHANG, Y. Biomechanical compatibility of high strength nickel free stainless steel bone plate under lightweight design. Materials Science and Engineering: C, 101, 415-422, 2019.

RODRIGUES, A; VITRAL, R. Aplicações da tomografia computadorizada na odontologia. Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, v. 7, n. 3, p. 317-324, 2007.

RUSCHEL, P. H.; OLIVEIRA, R. K.; PIGNATARO, M. B.; FOLBERG, C. R.; PRAETZEL, R. P.; BORGES, C. S. Emprego de placa de ângulo fixo no tratamento de fraturas com deslocamento dorsal da extremidade distal do rádio. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 42, n. 1/2, p. 17-23, 2007.

SAMUEL, K. G. Limitations of Hollomon and Ludwigs stress-strain relations in assessing the strain hardening parameters. Journal of Physics D: Applied Physics, v. 39, n. 1, p. 203, 2005.

SARRAGA, R. Errata: G1 interpolation of generally unrestricted cubic Bézier curves. Computer Aided Geometric Design, v. 6, n. 2, p. 167-171, 1989.

SCHNEIDERS, R. Algorithms for quadrilateral and hexahedral mesh generation. Proceedings of the VKI Lecture Series on Computational Fluid Dynamic, VKI-LS, 4, 2000.

SEVERO, A. L.; MENTZ, L.; Busetto, M. A.; LECH, O.; PINTO, S. Fraturas da extremidade distal do rádio tratadas pela técnica de Ulson. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 38, n. 8, p. 437-45, 2003.

SHAHU, R. The NIOSH lifting equation for manual lifting and its applications, v. 6, 2016.

SOUZA DA LUZ, L.; RAFFONE, M.; KAEMPF DE OLIVEIRA, R.; SERRANO, P. D. Evaluación de la fisioterapia precoz en las fracturas de la extremidad distal del radio tratadas mediante placa volar de ángulo fijo. Trauma, v. 20, n. 1, p. 29-37, 2008.

STRUCT. MathWorks, Natick MA, EUA, jan. de 2020. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/struct.html>>. Acesso em: 29 abr. de 2020.

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. Clinical Biomechanics, v. 82, p. 105272, 2021.

SYNEK, A.; CHEVALIER, Y.; BAUMBACH, S. F.; PAHR, D. H. The influence of bone density and anisotropy in finite element models of distal radius fracture osteosynthesis: evaluations and comparison to experiments. Journal of Biomechanics, v. 48, n. 15, p. 4116-4123, 2015.

SYNEK, A.; CHEVALIER, Y.; SCHRÖDER, C.; PAHR, D. H.; BAUMBACH, S. F. Biomechanical testing of distal radius fracture treatments: boundary conditions significantly

affect the outcome of in vitro experiments. Journal of Applied Biomechanics, v. 32, n. 2, p. 210-214, 2016.

TAUBIN, G. Linear anisotropic mesh filters (pp. 110-51). IBM Research Technical Report RC-22213, 2001.

TAYLOR, K. F.; PARKS, B. G.; SEGALMAN, K. A. Biomechanical stability of a fixed-angle volar plate versus fragment-specific fixation system: cyclic testing in a C2-type distal radius cadaver fracture model. The Journal of Hand Surgery, v. 31, n. 3, p. 373-381, 2006.

THOMPSON, M. K.; THOMPSON, J. M. ANSYS mechanical APDL for finite element analysis. Butterworth-Heinemann, 2017.

XAVIER, C. R. M.; MOLIN, D. C. D.; SANTOS, R. M. M. D.; SANTOS, R. D. T. D.; FERREIRA NETO, J. C. Tratamento cirúrgico das fraturas do rádio distal com placa volar bloqueada: correlação dos resultados clínicos e radiográficos. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 46, n. 5, p. 505-513, 2011.

YAMASHITA, K.; ZENKE, Y.; SAKAI, A.; OSHIGE, T.; MORITANI, S.; MAEHARA, T. Comparison of functional outcome between early and delayed internal fixation using volar locking plate for distal radius fractures. Journal of University of Occupational and Environmental Health (UOEH), v. 37, n. 2, p. 111-119, 2015.

YUAN, B. G., LI, C. F., YU, H. P. e SUN, D. L. Influence of hydrogen content on tensile and compressive properties of Ti-6Al-4V alloy at room temperature. Materials Science and Engineering: A, 527(16-17), 4185-4190. 2010.

ZYSSET, P. K.; DALL'ARA, E.; VARGA, P.; PAHR, D. H. Finite element analysis for prediction of bone strength. BoneKey Reports, 2013.

GLOSSÁRIO*

Córtex: camada mais externa dos órgãos ou estruturas animais.

Cortical: relativo a córtex.

Distal: voltado para a direção oposta à cabeça.

Dorsal: relativo à ou próprio da parte posterior do corpo, oposto à parte anterior ou ventral.

Ossos esponjosos: designação genérica dos ossos que têm os interstícios preenchidos por tecido conjuntivo embrionário ou medula óssea.

Osteoblastos: célula jovem do tecido ósseo que inicia a produção de matriz fibrosa e se diferencia em osteócito.

Osteogênese: processo de formação e desenvolvimento dos ossos; osteogênese.

Proximal: que fica voltado para a cabeça (diz-se de qualquer formação).

Rádio: osso longo que forma a parte externa do esqueleto do antebraço.

Região volar: relativo ou pertencente à palma da mão.

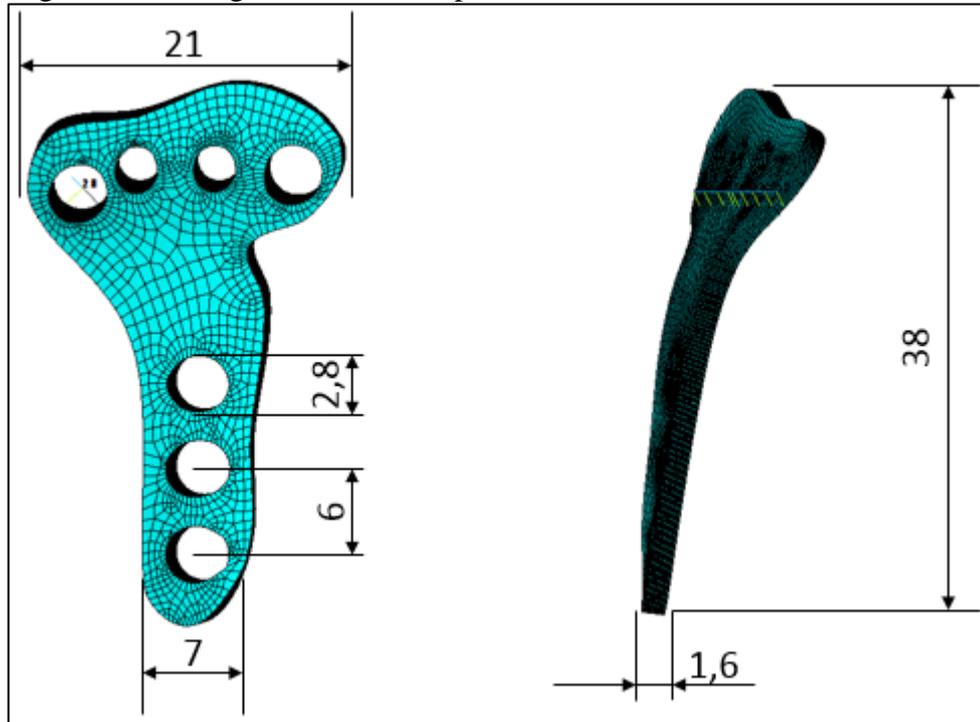
Trabécula: qualquer faixa de sustentação ou apoio constituída de tecido fibroso ou muscular, que geralmente se estende da cápsula ou parede de um órgão até o interior do mesmo.

* Definições obtidas considerando-se o *Dicionário Houaiss da língua portuguesa*, Houaiss, Antônio e Villar, Mauro de Salles. Rio de Janeiro: Objetiva, 2001.

APÊNDICE

Na Figura 49 é apresentada a cotagem de forma da placa do Modelo R.

Figura 49 – Cotagem de forma da placa volar.



Fonte: O autor, 2021.

O código computacional com os pontos-chave para obtenção da geometria da placa volar está descrito a seguir.

- Modelo R:

Keypoint_list = [12,1;

15,4;

16,21;

23,31;

22,36;

16,37;

9,39;

2,35;

4,30;

8,28;

7,24;
8,15;
8,9;
9,4;
5,33; %primeiro furo
10.5,33.5; %segundo furo
16,33.5; %terceiro furo
20,32; %quarto furo
11.5,18; %quinto furo
11.5,12; %sexto furo
11.5,6; %sétimo furo];

- Modelo S:

```
Keypoint_list = [12,1;  
15,4;  
16,21;  
23,31;  
22,36;  
16,37;  
9,39;  
2,35;  
4,30;  
5,28;  
7,24;  
8,15;  
8,9;  
9,4;  
5,33; %primeiro furo  
10.5,33.5; %segundo furo  
16,33.5; %terceiro furo  
20,32; %quarto furo  
11.5,18; %quinto furo  
11.5,12; %sexto furo  
11.5,6; %sétimo furo];
```