



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE PRÓTESE E CIRURGIA BUCO FACIAL
PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JÉSSYCA MARIA FRANÇA DE OLIVEIRA MELO

**AVALIAÇÃO DA TENSÃO E FADIGA DOS IMPLANTES CURTOS NA REABILITA-
ÇÃO DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO- MEF**

Recife

2020

JÉSSYCA MARIA FRANÇA DE OLIVEIRA MELO

AVALIAÇÃO DA TENSÃO E FADIGA DOS IMPLANTES CURTOS NA REABILITAÇÃO DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO- MEF

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica integrada.

Orientadora: Profa. Dra. Bruna de Carvalho Farias Vajgel

Co-orientador: Prof. Dr. Ramiro Brito Willmersdorf

Recife

2020

Catálogo na Fonte Bibliotecária:
Mônica Uchôa, CRB4-1010

M528a Melo, Jéssyca Maria França de Oliveira.

Avaliação da tensão e fadiga dos implantes curtos na reabilitação de
mandíbulas atroficas com prótese tipo protocolo- MEF / Jéssyca Maria
França de Oliveira Melo. – 2020.

75 f.: il.; tab.; 30 cm.

Orientadora: Bruna de Carvalho Farias Vajgel.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS.

Programa de Pós-graduação em Odontologia. Recife, 2020.

Inclui referências, apêndices e anexos.

617.6

CDD (20.ed.)

UFPE (CCS2020-040)

JÉSSYCA MARIA FRANÇA DE OLIVEIRA MELO

AVALIAÇÃO DA TENSÃO E FADIGA DOS IMPLANTES CURTOS NA REABILITAÇÃO DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO- MEF

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovada em: 19/02/2020.

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Bruna de C. Farias Vajgel (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^o. Dr^o Ramiro Brito Willmersdorf (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^o. Dr^o. Arnaldo de França de Caldas Júnior (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^a. Dr^a. Sandra Lúcia Dantas de Moraes (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico este trabalho aos meus adoráveis pais, Everaldo Cabral e Jacinta França, ao meu irmão Pedro França e ao meu companheiro Davi Barbosa por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos desta caminhada, dedicando seus esforços na minha formação e possibilitando a minha dedicação à pós-graduação. Vocês são exemplos para minha vida. Amo vocês.

AGRADECIMENTOS

A DEUS, pelo dom da vida e sabedoria concedida nos momentos mais difíceis desta caminhada. Sem que percebesse, trilhei caminhos melhores que os planejados. Obrigado por todas as pessoas que colocou na minha vida.

À Universidade Federal de Pernambuco-UFPE pela oportunidade de cursar e por ser minha segunda casa já há 7 anos. Que maravilha!

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Profissionais do Ensino Superior) pela bolsa concedida.

A minha orientadora Profa. Dra. Bruna de Carvalho Farias Vajgel, pelas orientações, oportunidades e atenção dispensadas no transcorrer desse curso. Pessoa que conquistou meu respeito, admiração e carinho. Obrigada por todo crescimento que me proporcionou. Foi uma experiência muito valiosa tê-la como orientadora.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Ramiro Brito Willmersdorf, pelos ensinamentos compartilhados da engenharia mecânica, pelo incentivo e apoio que me estimularam a trilhar este caminho. Obrigada por fazer parte dessa conquista!

A todos os professores que deixaram um pouco do seu conhecimento, que orgulho aprender com todos vocês.

À equipe da Eixo Consultoria, Fernando Tavares, Athos Lages e Luan Farias, agradeço toda a dedicação imposta a esse trabalho.

Aos meus colegas de mestrado e do grupo de pesquisa, que estiveram sempre junto comigo nessa caminhada.

A todos que ajudaram e incentivaram na realização desse trabalho e que contribuíram na minha formação do mestrado, meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

O tratamento reabilitador sobre implantes pode resultar em fracasso, caso tensões excessivas no eixo de forças oblíqua e axial não sejam consideradas no planejamento protético. O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar, por meio do método de elementos finitos (MEF), a tensão gerada em implantes de diferentes comprimentos quando submetidos a forças oblíquas, assim como a resistência à fadiga. Modelos de elemento finitos foram construídos com quatro implantes de mesmo diâmetro e diferentes comprimentos, esplintados por uma barra protética metálica. Os modelos foram divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10). Todos os grupos foram simulados com uma força oblíqua de 100 N na região de primeiro molar esquerdo para avaliação da tensão em nível ósseo, dos implantes e componentes protéticos (intermediário, barra e parafuso protético). Com relação à força oblíqua, o G10 apresentou os menores valores de tensão ao nível ósseo, implante, parafuso e barra (68,179; 111,80; 257,51; 100,47 MPa), enquanto que o G4 mostrou os maiores valores de tensões (143,04; 273,79; 300,39; 379,34 MPa), respectivamente. Na análise do intermediário, o G4 apresentou o menor valor de tensão (222,80 MPa) comparado aos outros grupos. Quando fixado o número de cinco milhões de ciclos de carregamento, durante o teste de fadiga, todos os componentes e implantes dos grupos G10, G8, G6 tiveram um número mínimo maior que $1E+09$ ciclos (10^9), ou seja, vida infinita. Porém, a barra metálica do grupo G4 resistiu apenas a $4,8415 \cdot 10^7$ (ou 48,4115 milhões) de ciclos antes de falhar por fadiga, equivalente a 48 anos. De acordo com o MEF, sugere-se que os implantes curtos de até 4 mm são uma alternativa viável para casos de reabilitação fixa sobre implante com mandíbulas edêntulas atroficas que impossibilitem a instalação de implantes mais longos.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Implantes Dentários. Prótese Total. Biomecânica.

ABSTRACT

Rehabilitation of the prosthesis / implant treatment may result in failure if excessive stresses on the oblique force axis are not considered in the planning. The aim of the present study was to evaluate the influence of implant length on the rehabilitation of atrophic edentulous mandibles with full fixed implant-supported prosthesis using the finite element method (MEF). Finite element models were constructed with four implants of the same diameter and different lengths, splinted by a metal framework. The models were divided into 4 groups according to implant lengths: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10). All groups were simulated with an oblique force of 100 N in the region of the left last molar to evaluate the tension at the bone level, the implant and prosthetic components (intermediate, bar and protective screw). Regarding the oblique force, G10 presented the lowest stress values at bone level, implant, screw and bar (68.179; 111.80; 257.51; 100.47 Mpa), while G4 showed the highest stress values. (143.04; 273.79; 300.39; 379.34 MPa), respectively. In the intermediate analysis, G4 presented the lowest voltage value (222.80 MPa) compared to the other groups. When the number of five million loading cycles was set during the fatigue test, all components and implants in the group (G10, G8, G6) had a minimum number greater than $1E + 09$ cycles (10^9), in the words, life infinite. However, the G4 group's metal bar withstood only 4.8415.107 (or 48.4115 million) cycles before failing by fatigue, equivalent to 48 years. Given the similarity of stress behavior for all models, it is suggested that short 4 mm implants appear to be a viable alternative for cases of fixed rehabilitation on implants with atrophic edentulous jaws that make it impossible to install longer implants.

Keywords: Finite Element Analysis. Dental Implants. Denture, Complete. Biomechanics

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Grupos analisados na pesquisa	14
Figura 2	Modelos de todos os grupos: G4 - Implantes de 4 mm; G6 - Implantes de 6 mm; G8 - Implantes de 8 mm e G10 - Implantes de 10 mm.....	15
Figura 3	Corte axial TC exportado para INVESALIUS®, onde foi construído um volume mandibular.	16
Figura 4	Modelo mandibular exportado para o programa SOLIDWORK® em STL, observar modelo apenas com geometria de superfície (casca) sem divisão do osso cortical e medular.	16
Figura 5	Osso cortical dividido em 11 volumes de acordo com as regiões anatômicas.	17
Figura 6	Malha de elementos finitos tetraédrica no modelo final.	18
Figura 7	Refinamento da malha na região: a) e b) osso; c) componentes protéticos.....	18
Figura 8	Vetores de força	20
Figura 9	Representação do carregamento cíclico associado à mastigação.....	21
Figura 10	Curvas de fadiga (curva S-N) para materiais de liga de Ti-6Al-4V e cobalto-cromo.	22
Figura 11	Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. G4 e G8 vista superior. G6 e G10 vista posterior.	25
Figura 12	Pico de tensão no intermediário de acordo com os grupos analisados.....	28
Figura 13	Deslocamento do parafuso: A) Sombreamento do parafuso no estado não carregado do G4 e B) Visão geral da deformação do parafuso do G4 devido ao acentuado componente horizontal após aplicação de carga.	30
Figura 14	Deslocamento do parafuso: A) Sombreamento do parafuso no estado não carregado dos demais grupos e B) Visão geral das deformações dos parafusos dos demais grupos devido ao acentuado componente vertical após aplicação de carga.	30
Figura 15	Tensão na barra protética metálica de acordo com os grupos analisados.	32
Figura 16	Tensão na barra protética metálica/coping de acordo com os grupos analisados.....	34
Figura 17	Deslocamento da barra metálica: A) Sombreamento da barra metálica no estado não carregado do G4 e B) Sentido do deslocamento das forças resultantes após aplicação de carga no G4.	36
Figura 18	Deslocamento da barra metálica: A) Sombreamento da barra metálica no estado não carregado nos demais grupos e B) Sentido do deslocamento das forças resultantes após aplicação de carga nos demais grupos.	36
Figura 19	Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.....	37
Figura 20	Tensão ao nível ósseo da mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista superior	40
Figura 21	Tensão ao nível ósseo na mandíbula de acordo com os grupos analisados.....	

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais usados no estudo.....	19
Tabela 2 - Resultado da tensão de Von Misses no implante e seu limite de resistência.....	24
Tabela 3 - Resultado da tensão de Von Misses na barra protética metálica e seu limite de resistência.....	31
Tabela 4 - Resultado da tensão normal máxima e mínimo no osso e seu limite de resistência fisiológico a compressão e a tração.....	39

LISTA DE SIGLAS

AEF	Análise de Elementos Finitos
CAD	Desenho desenvolvido com auxílio do computador (Computer Aided Design)
Co-Cr	Cobalto Cromo
DICOM	Digitação de Imagens e Comunicação em Medicina (Digital imaging and Communication in Medicine)
E	Módulo de Young
G	Módulo de Cisalhamento
mm	milímetro
MEF	Método dos Elementos Finitos
MPa	Megapascal
N	Newton
TC	Tomografia Computadorizada
3D	Tridimensional
ν	Coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	METODOLOGIA.....	14
2.1	LOCALIZAÇÃO DO ESTUDO	14
2.2	TIPO DE ESTUDO	14
2.3	CONSTRUÇÃO DO MODELO PELOS MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS	14
2.4	CONSTRUÇÃO GEOMÉTRICA (CAD).....	15
2.4.1	Construção geométrica da mandíbula	15
2.4.2	Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo	17
2.4.3	Propriedades do material e condições da interface	18
2.5	RESTRIÇÕES E CONDIÇÕES DE CARGA.....	19
2.6	ANÁLISE DE FADIGA.....	20
2.7	CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO	23
3	RESULTADOS	24
3.1	ANÁLISE DAS TENSÕES APÓS CARGA OBLÍQUA NOS IMPLANTES.....	24
3.2	ANÁLISE DAS TENSÕES NOS COMPONENTES PROTÉTICOS.....	27
3.2.1	Intermediário	27
3.2.2	Barra protética metálica	31
3.2.3	Parafuso protético	36
3.3	ANÁLISE DA TENSÃO À NÍVEL ÓSSEO	38
3.4	ANÁLISE DE FADIGA.....	43
5	CONCLUSÃO.....	44
	REFERÊNCIAS.....	45
	APÊNDICE A- RESULTADOS (ARTIGO CIENTÍFICO).....	49
	ANEXO A- NORMAS DA REVISTA THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS.....	73

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes de titânio osseointegrados para substituição de dentes perdidos têm sido extremamente bem documentados. Esses representam uma alternativa eficaz na reabilitação de pacientes parcial e totalmente desdentados. ^(1, 2). Enquanto a dentição natural apresenta ligamentos periodontais, que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas, os implantes, por sua vez, apresentam uma união com a estrutura óssea rígida e, assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador ⁽³⁻⁵⁾.

As próteses totais fixas implantossuportadas, também conhecidas como prótese do tipo protocolo, são consideradas uma modalidade previsível de reabilitação para pacientes totalmente desdentados. São instalados de 4 a 6 implantes, o qual são esplintados através de uma barra metálica, o que torna as distribuições de tensão muito mais complexas do que em próteses unitárias. Dessa maneira, uma força oclusal aplicada em um ponto da prótese promove uma concentração de tensão em todos os implantes e osso circundantes em diferentes graus, o que pode acarretar no aparecimento de falhas da reabilitação, tais como fraturas ou afrouxamento de parafusos, de intermediários e barra metálica, assim como fratura ou perda da osseointegração dos implantes ⁽⁶⁾.

A força oclusal exercida sobre a prótese protocolo causa uma tensão na infraestrutura e a mesma é transferida para o osso peri-implantar. Entretanto, o valor de tensão transmitido para o implante e osso alveolar depende de vários fatores, tais como: características da força oclusal (intensidade, direção, duração e velocidade), tipo de conexão do implante, qualidade e densidade óssea, tipo de material, e planejamento protético, assim como fatores no implante, tais como: número, diâmetro e comprimento ^(4, 10, 11).

A instalação de implantes de comprimentos longos ou regulares em pacientes desdentados totais, é muitas vezes impossibilitada diante da grande reabsorção do rebordo alveolar, ou por não haver regeneração óssea após cirurgias regenerativas previamente à instalação dos implantes. Com o advento dos implantes curtos, menores que 10 mm de comprimento^(7, 8), a reabilitação com implantes dentários em áreas com rebordos muito reabsorvidos constituiu uma opção de tratamento menos complexa, onerosa e traumática aos pacientes. Quando possível e corretamente indicado, o uso de implantes curtos tem se mostrado uma escolha segura no tratamento de áreas edêntulas com limitações de altura e volume ósseo ^(2, 9, 10).

No entanto, há escassez de estudos que investiguem as tensões geradas por esses implantes curtos nas reabilitações com próteses totais fixas implantossuportadas, principalmente frente

às forças horizontais (oblíquas) e rotacionais (torque), as quais são mais suscetíveis de lesar o osso peri-implantar ^(4, 11).

O osso cortical humano possui como limite fisiológico de resistência máxima valor de 140-170 MPa em compressão e, de 72-76 MPa em tração ⁽¹²⁾. Se as forças de oclusão excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante ou a prótese falharão devido às sobrecargas e distribuição inadequada das forças mastigatórias, entre outros fatores ⁽¹³⁾.

Estudar os efeitos das forças de carga é necessário na implantodontia como medida de precaução e para melhorar a sobrevida das próteses suportadas por implantes. Antes da produção em série, cada projeto de implante deve ser avaliado de acordo com os efeitos de um protótipo no tecido ósseo natural. Um processo importante é avaliar a tensão que ocorre no implante e no osso circundante. O método de elementos finitos (MEF) é um estudo biomecânico estável empregado para demonstrar e prever a distribuição de tensão na área de contato dos implantes e do osso circundante ^(1, 14, 15).

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica matemática computacional para cálculo de deformações e tensões. O efeito das forças de carga sobre uma prótese ou região peri-implantar pode ser avaliado usando a tensão equivalente (Tensão de Von Mises), expresso em megapascals (MPa). Os resultados de Von Mises, tensão equivalente, são comparados com a tensão limite de resistência do material. Para visualização destes resultados, os níveis de tensão ao redor das regiões peri-implantar e estruturas protéticas são apresentadas por cores diferentes, o que permite a segurança destas estruturas durante a mastigação ⁽¹⁴⁾.

Apesar dos resultados iniciais apresentados pelos implantes curtos, estes ainda podem apresentar falhas por fadiga devido a carregamentos cíclicos do processo mastigatório ⁽¹⁶⁾. O processo de falha por fadiga ocorre depois de um grande número de ciclos de carga. O dano é acumulado em uma escala micromecânica e uma microtrinca é formada. Com ciclos de carga adicionais, a trinca cresce. Finalmente, quando a trinca atinge uma dimensão crítica, ocorre a falha do componente. O crescimento da trinca e a sua propagação são estudados na mecânica da fratura. A análise de fadiga, no entanto, concentra-se na acumulação de danos e permite uma previsão a respeito de onde a trinca crescerá e propagar-se-á ⁽¹⁷⁾. Testes de fadiga *in vitro* são um dos métodos de avaliação usados para investigar a confiabilidade clínica dos implantes dentários ⁽¹⁸⁾.

Diante da escassez de literatura à respeito da biomecânica da utilização de implantes curtos na reabilitação com próteses totais fixas implantossuportadas, a presente pesquisa teve como objetivo avaliar a tensão e fadiga gerada por implantes curtos comparativamente a implantes regulares, na reabilitação de mandíbulas atroficas com prótese tipo protocolo através do MEF.

2 METODOLOGIA

2.1. LOCALIZAÇÃO DO ESTUDO

O estudo foi desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco juntamente com o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco.

2.2 TIPO DE ESTUDO

Experimental laboratorial computacional.

2.3 CONSTRUÇÃO DO MODELO PELOS MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS 3D

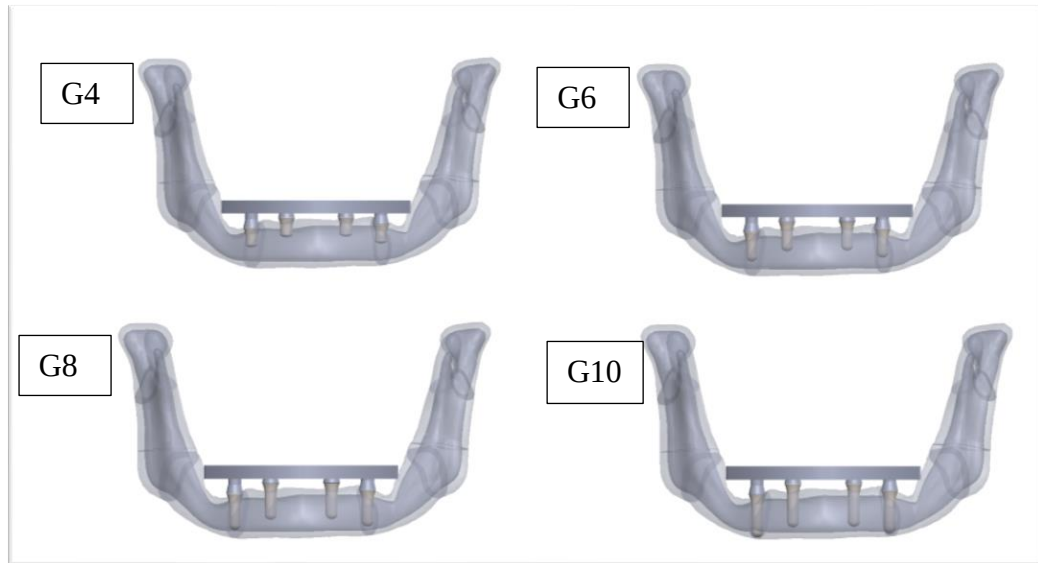
Quatro modelos de elementos finitos foram construídos com implantes do mesmo diâmetro, esplintados por uma barra protética metálica (Co-Cr) e, divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes utilizados: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10) (Quadro 1). Todos os implantes foram posicionados verticalmente e bem distribuídos na região interforaminal, pelo menos 6 mm mesial aos forames mentuais (Figura 1).

Figura 1- Grupos analisados na pesquisa

GRUPO	NÚMERO DE IMPLANTES	DIÂMENTRO DOS IMPLANTES (mm)	COMPRIMENTO DOS IMPLANTES (mm)
G4	04	4.1	04
G6	04	4.1	06
G8	04	4.1	08
G10	04	4.1	10

Fonte: autoria própria

Figura 2- Modelos de todos os grupos: G4 - Implantes de 4 mm; G6 - Implantes de 6 mm; G8 - Implantes de 8 mm e G10 - Implantes de 10 mm.



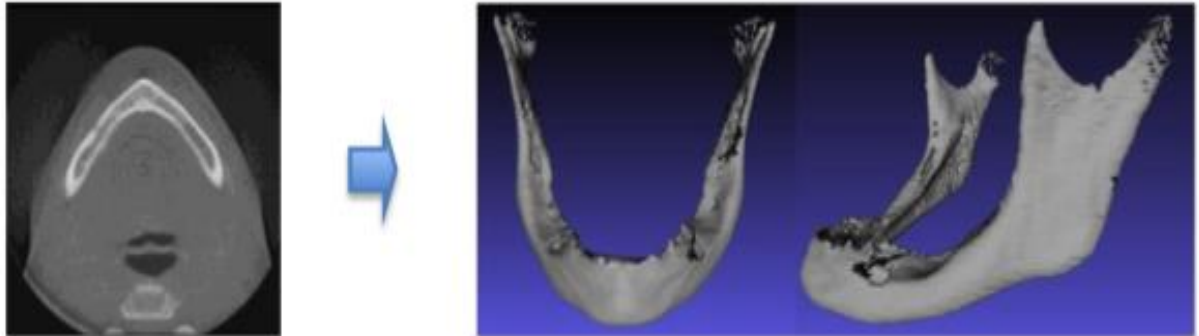
Fonte: autoria própria

2.4 CONSTRUÇÃO GEOMÉTRICA (CAD)

2.4.1 Construção geométrica da mandíbula

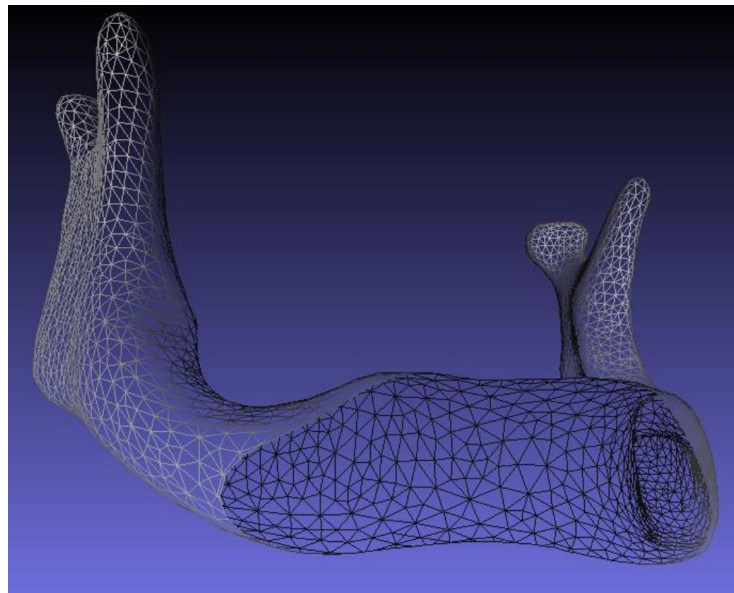
Um modelo de elementos finitos de uma mandíbula humana foi cedido baseado no estudo de Vajgel *et al.* (2013)⁽¹⁹⁾ e adaptado para as necessidades da presente pesquisa. Cortes tomográficos axiais, dessa mesma mandíbula, foi realizada pela clínica radiológica Radioface. As imagens tomográficas foram salvas pelo aparelho em um formato padrão denominado DICOM, as quais foram exportadas para um programa de visualização\manipulação de imagens médicas denominado INVESALIUS® na sua versão 2.1 (CTI, Ministério da Ciência e Tecnologia, Brasil). Este software licenciado livremente permite a criação do volume de osso mandibular 3D a partir do volume total adquirido da tomografia, permitindo a exclusão dos tecidos moles adjacentes (por exemplo, pele, músculo, cartilagem, material artificial). O modelo de mandíbula sólido foi construído e salvo como um arquivo STL para análise (MEF) (Figura 2).

Figura 3- Corte axial TC exportado para INVESALIUS®, onde foi construído um volume mandibular.



Fonte: autoria própria

Figura 4- Modelo mandibular exportado para o programa SOLIDWORK® em STL, observar modelo apenas com geometria de superfície (casca) sem divisão do osso cortical e medular.

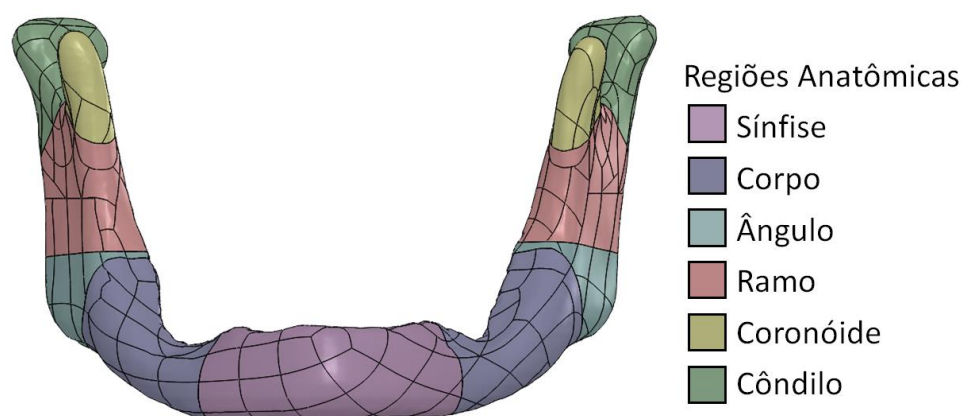


Fonte: autoria própria

O arquivo STL foi exportado para o programa SolidWorks (versão 2016; Concord, MA, EUA), que tem computer-aided design e capacidades de engenharia auxiliada por computador (CAE) (Figura 3). O modelo em casca foi convertido para um modelo sólido e, por uso de ferramentas específicas do software (loft/extrude/offset), foi manualmente dividido em osso cortical com espessura média de 2 mm de acordo com Vajgel et al. (2013)⁽¹⁹⁾, e osso medular, tornando assim compatível com a realidade.

Ainda neste programa a mandíbula foi subdividida em partes de acordo com as regiões anatômicas, no intuito de designar as diferentes propriedades do material (osso) relacionadas ao seu sítio. O osso cortical foi dividido em 11 volumes (sínfise, corpo, ângulo, ramo, coronóide e côndilo) e para o osso medular foi criado um único volume (Figura 4). A malha teve acentuada discretização nas áreas de maior interesse: sínfise e corpo.

Figura 5- Osso cortical dividido em 11 volumes de acordo com as regiões anatômicas.



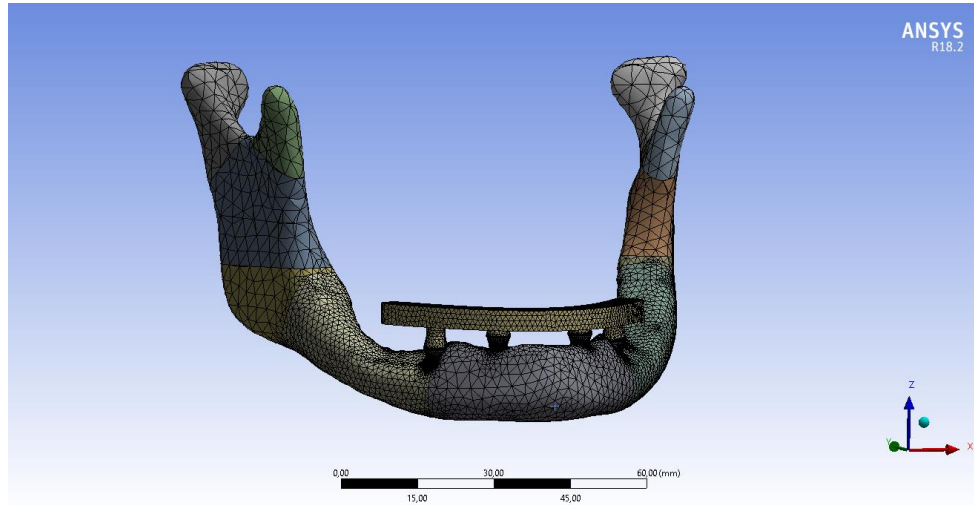
Fonte: autoria própria

2.4.2 Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo

Implantes Tissue Level® (Straumann, Basileia, Suíça) com diâmetro de 4,1 mm e diferentes comprimentos (4, 6, 8 e 10 mm), associados aos componentes protéticos do tipo synOcta® (Straumann, Basileia, Suíça) foram escolhidos como retentores da prótese tipo protocolo para esta análise biomecânica. As geometrias tridimensionais dos componentes protéticos e dos implantes foram modeladas no SolidWorks (versão 2016 Concord, MA, EUA). Os sistemas de fixação da estrutura da prótese tipo protocolo foram criados com o mesmo software CAD.

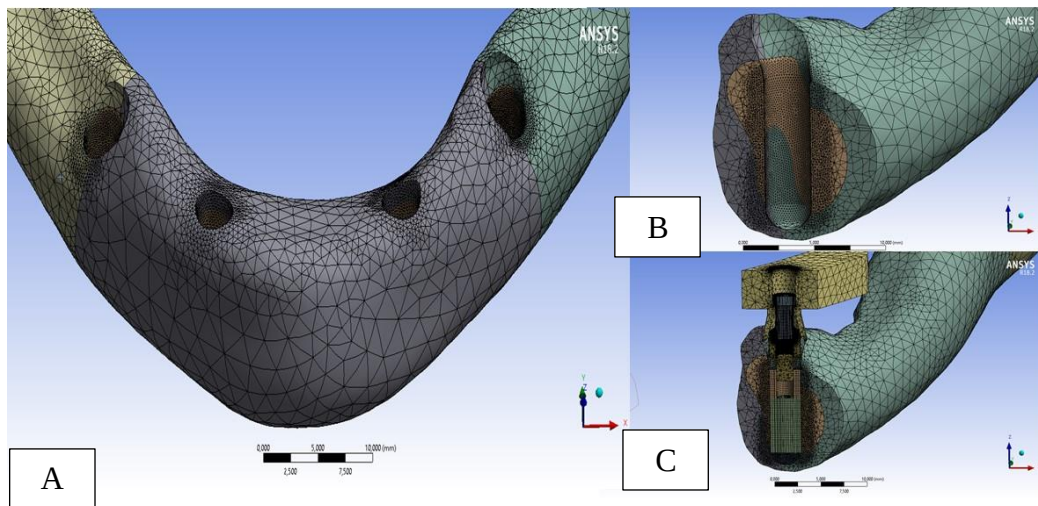
Uma estrutura metálica em Co-Cr com 4 mm de altura, 6 mm de largura e *cantilevers* distais de 10 mm foram modelados⁽²⁰⁾. Os modelos foram discretizados com malhas de elementos tetraédricos com quatro nós. A malha foi refinada na região de maior interesse para o estudo a fim de reproduzir melhor a distribuição das tensões geradas no implante, componentes protéticos, prótese e osso peri-implantar (Figura 5 e 6).

Figura 6-Malha de elementos finitos tetraédrica no modelo final.



Fonte: autoria própria

Figura 7-Refinamento da malha na região: a) e b) osso; c) componentes protéticos



Fonte: autoria própria

2.4.3 Propriedades do material e condições da interface

O módulo de Young (módulo de elasticidade) do osso cortical mandibular foi considerado ortotrópico, e neste trabalho foram adotados para as propriedades mecânicas do osso cortical os valores propostos em Schwartz-Dabney et al. (2003)⁽²¹⁾. Para aplicação de propriedades

ortotrópicas em um material usado em simulação computacional, é necessário associar estas propriedades a um sistema de coordenadas de referência. No caso do osso cortical da mandíbula, as direções principais do módulo de Young são diferentes para cada região anatômica. Para o osso medular, titânio e componentes protéticos foram adotadas propriedades isotrópicas, isto é, o valor do módulo de elasticidade independe da direção, conforme sugeridos por Sugiura et al. (2009)⁽²²⁾, Fernandez et al. (2003)⁽²³⁾ e Lovald, Wagner e Baack (2009)⁽²⁴⁾. As propriedades mecânicas adotadas neste trabalho estão apresentadas na Tabela 1. Os implantes foram considerados totalmente osseointegrados, portanto uma interface mecânica perfeita foi presumida.

Tabela 1-Propriedades mecânicas dos materiais usados no estudo.

Propriedade Material	Osso Cortical		Osso Medular	Liga de Co-Cr	Implante de Titânio
	Sínfise	Corpo			
Ex (MPa)	20.492	21.728	1.500	220.000	110.000
Ey (MPa)	12.092	12.700	1.500	220.000	110.000
Ez (MPa)	16.350	17.828	1.500	220.000	110.000
ν_{xy} (ν)	0.43	0.45	0.3	0.30	0.33
ν_{yz} (ν)	0.22	0.2	0.3	0.30	0.33
ν_{xz} (ν)	0.34	0.34	0.3	0.30	0.33
Gxy	5.317	5.533	-	-	-
Gyz	4.825	5.083	-	-	-
Gxz	6.908	7.450	-	-	-
REFERÊNCIAS	Schwartz Dabney et al, ⁽²¹⁾	Sugiura et al, ⁽²²⁾	Schwartz Dabney et al, ⁽²¹⁾	Stegaroiu et al, ^(24, 25)	

Fonte: autoria própria

E= Módulo de Young (Elasticidade)

ν= Coeficiente de Poisson

G= Módulo de Cisalhamento

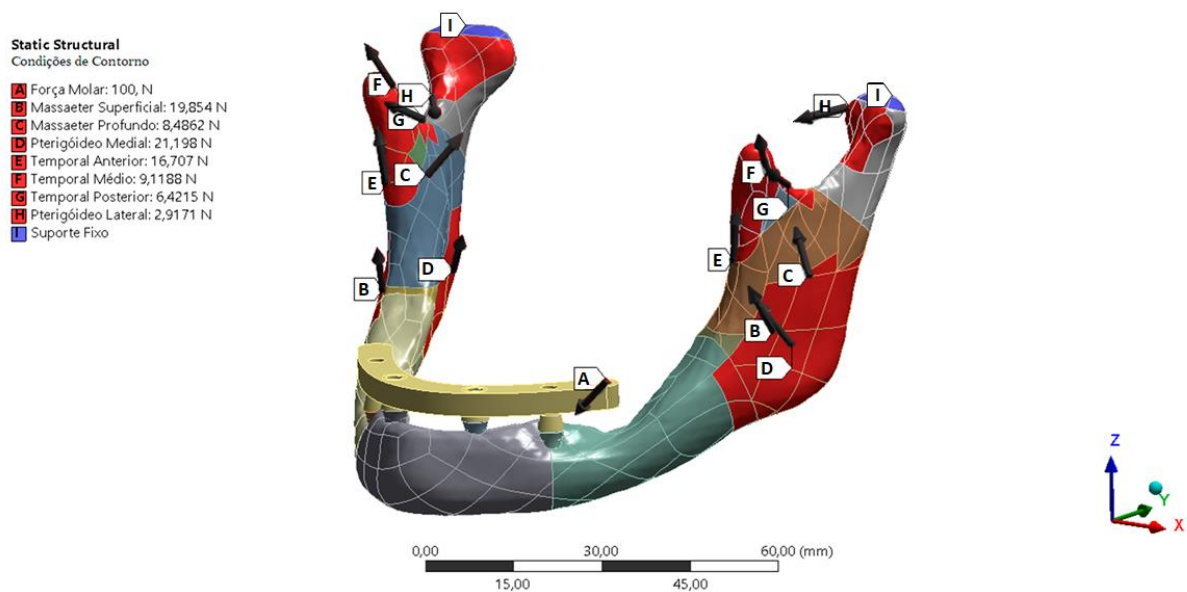
2.5 RESTRIÇÕES E CONDIÇÕES DE CARGA

As forças criadas pelos músculos mastigatórios e seu posicionamento no corpo mandibular foram baseadas em estudos anteriores^(19, 26). Ambos os grupos foram simulados com uma força oblíqua de 100 N baseado em estudos pregressos^(1, 5, 14). Para isto foi aplicada uma força à 45 graus sobre a barra nas regiões do cantilever do primeiro molar do lado esquerdo (lado de trabalho) e o lado direito foi considerado como lado de balanceio^(1, 13, 14, 27).

A mandíbula foi restrita de movimentos em ambos os côndilos em todas as direções. Os movimentos completos das articulações temporomandibulares não foram necessários nesse modelo.

As cargas foram aplicadas ao modelo após a aplicação de restrições adequadas na forma de vetores de força específicos para cada músculo atuante durante a mastigação compondo, desta forma, a força total de mastigação. Em uma análise preliminar, as direções e magnitudes das forças musculares foram definidas como no estudo de Koriath, Rommily e Hannaml (1992)⁽²⁸⁾. A força resultante na restrição molar, de acordo com o caso estudado, foi obtida através da análise via MEF, e as magnitudes das forças musculares foram ajustadas para que fosse obtida uma força resultante de aproximadamente 100 N na restrição, compatível com uma força muscular. Cada força muscular é representada por três componentes, X, Y e Z. O vetor X é normal para o plano sagital com direção positiva apontando para o lado esquerdo da mandíbula. O vetor Z é normal para o plano oclusal com direção positiva apontando superiormente. O vetor Y é ortogonal para os outros eixos (figura 07).

Figura 8- Vetores de força



Fonte: autoria própria

2.6 ANÁLISE DE FADIGA

A análise de fadiga foi realizada baseado no número de mastigações que uma pessoa exerce em um determinado tempo. Este dado foi estabelecido segundo avaliações estatísticas que

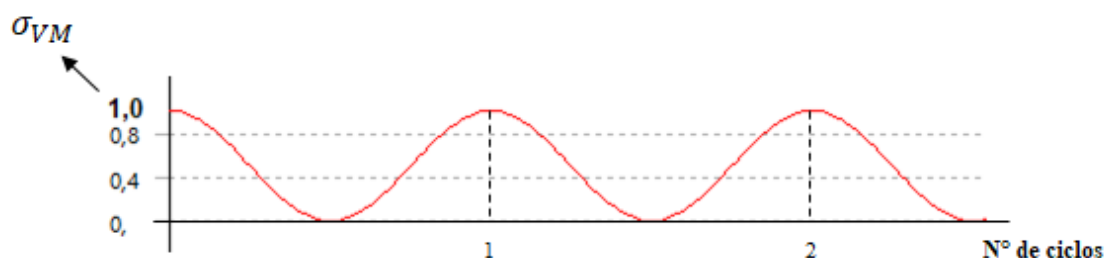
simularam a mastigação de pacientes após carga cíclica continuada por 5 milhões de ciclos, ou o equivalente aproximado de 5 anos de mastigação *in vivo* ⁽²⁹⁾.

Neste trabalho, o conjunto das estruturas (componentes protéticos, implantes e barra metálica) foram avaliados quanto a sua capacidade de resistir ao carregamento dinâmico associado ao movimento cíclico da mandíbula durante a mastigação, consistindo de uma **análise de fadiga**. Para esta análise foi utilizada a ferramenta de pós-processamento do *Ansys Mechanical* versão 18.2 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), chamada *fatigue tool*.

Após a obtenção das tensões equivalentes pela análise estrutural do modelo, foi definido o tipo de carregamento cíclico nesta ferramenta. A análise de fadiga avalia tanto a resistência mecânica do material quando submetido a forças cíclicas, como também pode fornecer previsões de durabilidade de um corpo para uma determinada aplicação. É importante esclarecer que a durabilidade de um corpo é mensurada pela quantidade de ciclos que ele pode suportar, independentemente do tempo que irá durar. Ou seja, não importa quanto tempo os ciclos durem, o corpo irá falhar após ser submetido a quantidade de ciclos N que está associada à tensão alternada a qual foi submetido. O tempo que o corpo irá durar pode ser estimado pelo tempo de duração de uma determinada quantidade de ciclos.

O ciclo mastigatório foi considerado, neste trabalho, como uma onda de carga senoidal, cujo valor mínimo é nulo, correspondente ao momento em que o paciente não está exercendo força da mastigação; e o valor máximo está associado ao estado de tensões resultantes referente ao momento em que a força oblíqua de 100 N está atuando na região molar. Desta forma, o ciclo mastigatório foi modelado como um ciclo de **tensões flutuantes**, e está representado na (Figura 8).

Figura 9— Representação do carregamento cíclico associado à mastigação.



Fonte: autoria própria

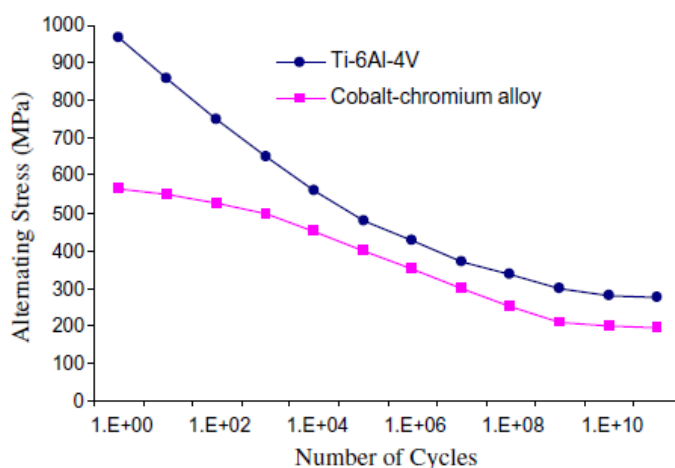
O método tensão-número de ciclos é o mais tradicional dos métodos citados, haja vista ser o mais simples a ser implementado e o que contém mais dados experimentais de fadiga disponíveis devido à sua utilização durante um longo período de tempo. Além disso, ele representa

de forma adequada as aplicações envolvendo fadiga de alto ciclo, sendo o mais frequentemente utilizado para esses casos⁽³⁰⁾

O diagrama S-N (tensão - número de ciclos) ou Curva de Wöhler tornou-se a forma padrão para caracterizar o comportamento dos materiais submetidos a sollicitações alternadas. Neste diagrama são plotados os dados coletados do ensaio de fadiga, e ele é utilizado para estabelecer a resistência à fadiga de um material⁽³¹⁾ (Figura 9).

Os cálculos relacionaram as tensões e deformações, às quais os componentes estudados foram submetidos, com os limites de fadiga dos seus materiais. Os limites de resistência das ligas ti-6al-4v (implantes) e cobalto-cromo adotados foram de 825 MPa e 552 MPa⁽³²⁾, respectivamente. Desta forma, foram encontrados resultados de vida útil esperada para os componentes em questão.

Figura 10-Curvas de fadiga (curva S-N) para materiais de liga de Ti-6Al-4V e cobalto-cromo.



Fonte: Kayabasi;Yuzbasioglu; Erzicanh (2006).

Em primeira instância, pretendeu-se através dessa análise obter resultados de uma vida finita com duração maior que 5×10^6 (5 milhões) de ciclos, correspondente aos 5 anos de mastigação conforme CIBIRKA *et al.*, (2001) ⁽²⁹⁾. No entanto, um resultado ainda mais otimista seria a pretensão de se ter estruturas que não falhassem por fadiga. Para este critério, foi considerado como vida infinita uma durabilidade maior que 10^9 (1 bilhão) de ciclos, assim como definido por Kayabasi, Yuzbasioglu e Erzincanli (2006).

Neste trabalho, utilizou-se como critério de falha por fadiga a teoria de Goodman, sendo utilizada como metodologia para o cálculo da resistência à fadiga de cada componente. Através da curva de Goodman, representando uma medida do comportamento mínimo para a falha por fadiga, dos limites de resistência de cada material, dos valores das tensões alternadas e das médias

do carregamento, calculadas previamente durante a análise estática, foram obtidas as resistências à fadiga S de cada componente. Por essas resistências serem obtidas através da curva de Goodman, estas são chamadas de tensões equivalentes de Goodman.

Após a obtenção das tensões equivalentes, foi utilizado o método tensão-número de ciclos (S-N) para a obtenção da durabilidade de cada componente. Este método foi utilizado por ser um dos mais indicados para casos que envolvem fadiga de alto ciclo.

2.7 CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO

A avaliação de todas as simulações virtuais de aplicação de carga sobre os modelos de elementos finitos foi realizada através do programa ANSYS versão 18.2 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA). Para interpretação dos dados obtidos, foram adotados os seguintes critérios de avaliação:

- Haverá falha dos implantes se a tensão for maior que 825 MPa que representa o limite de resistência dos implantes Straumann (Institut Straumann AG, Waldenberg, Switzerland, 2012)
- Tensões maiores que 76 Mpa e compressão maior do que 170 Mpa, provocará reabsorção do osso⁽¹²⁾.
- Tensão maior do que 552 Mpa (limite de escoamento)⁽³²⁾ na região da barra, ocasionará sua falha.

3 RESULTADOS

Os resultados obtidos neste estudo foram plotados em mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal, ambos com unidades em Mega-Pascal (MPa) e serão descritos da seguinte maneira: a) Valores de tensão obtidos após a carga oblíqua nos implantes, componentes protéticos e tecido ósseo); b) Avaliação da fadiga dos implantes e componentes protéticos.

3.1 ANÁLISE DAS TENSÕES APÓS CARGA OBLÍQUA NOS IMPLANTES

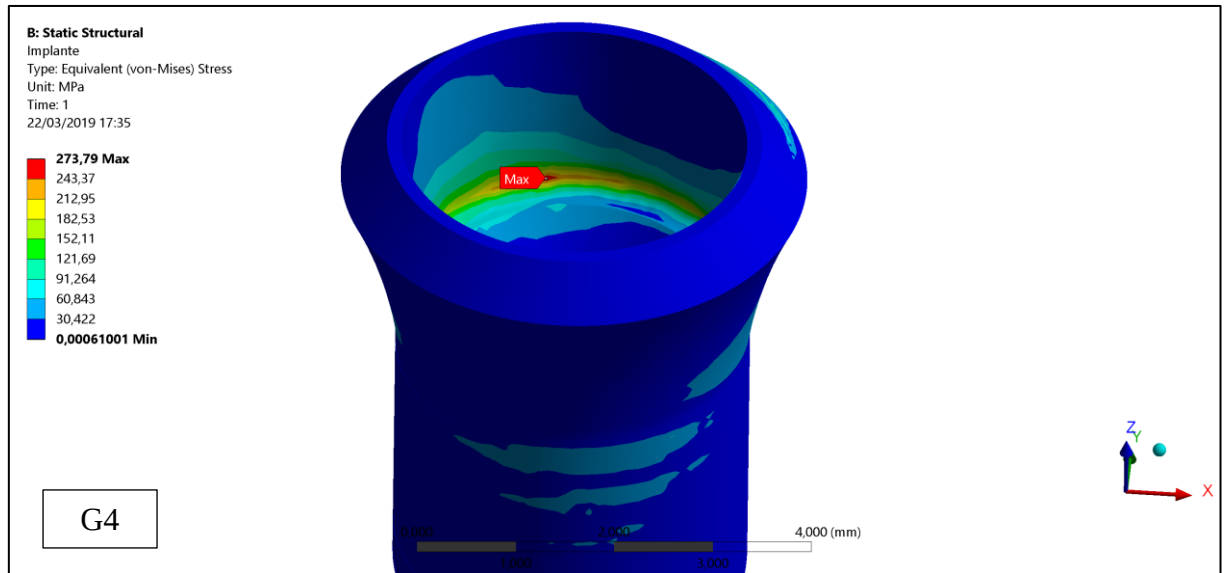
O pico de tensão para todos os grupos se deu na região das primeiras roscas dos implantes que receberam a força de 100 N. A variação do pico de tensão foi bem semelhante para todos os grupos, exceto para o G4 que apresentou valores bem mais elevados. Na ordem crescente de tensão observou-se valores de 111,80 MPa para G10; 119,57 MPa para G8; 131,74 MPa para G6 e 273,79 MPa para G4 (Figura 10). Observa-se ainda que nenhum dos implantes excedeu o limite de resistência (Tabela 2).

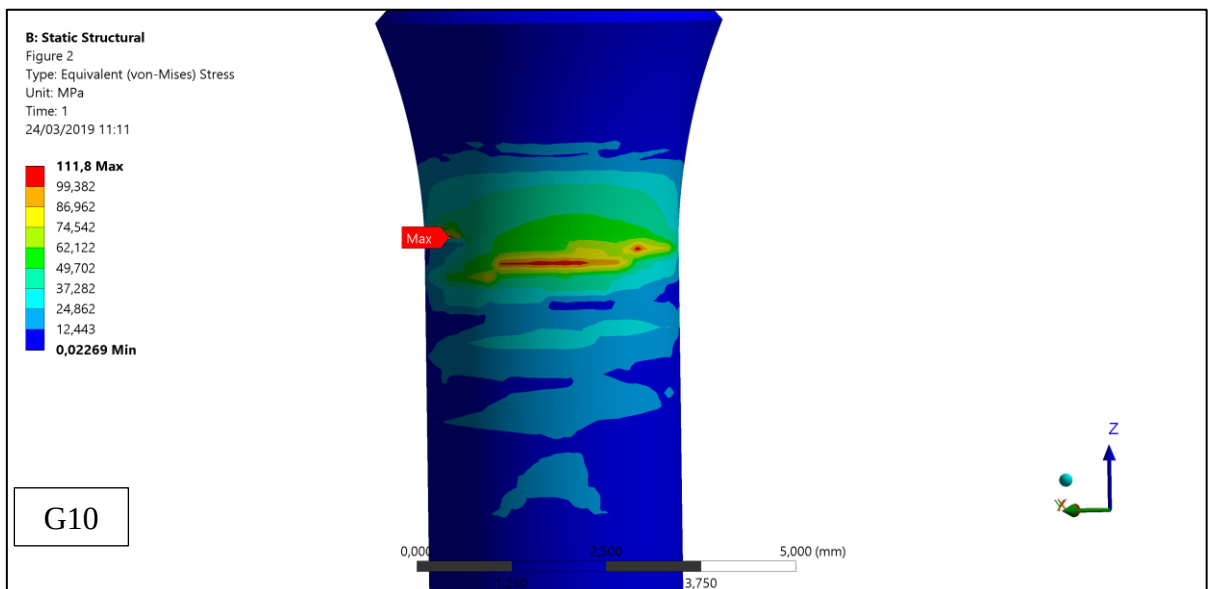
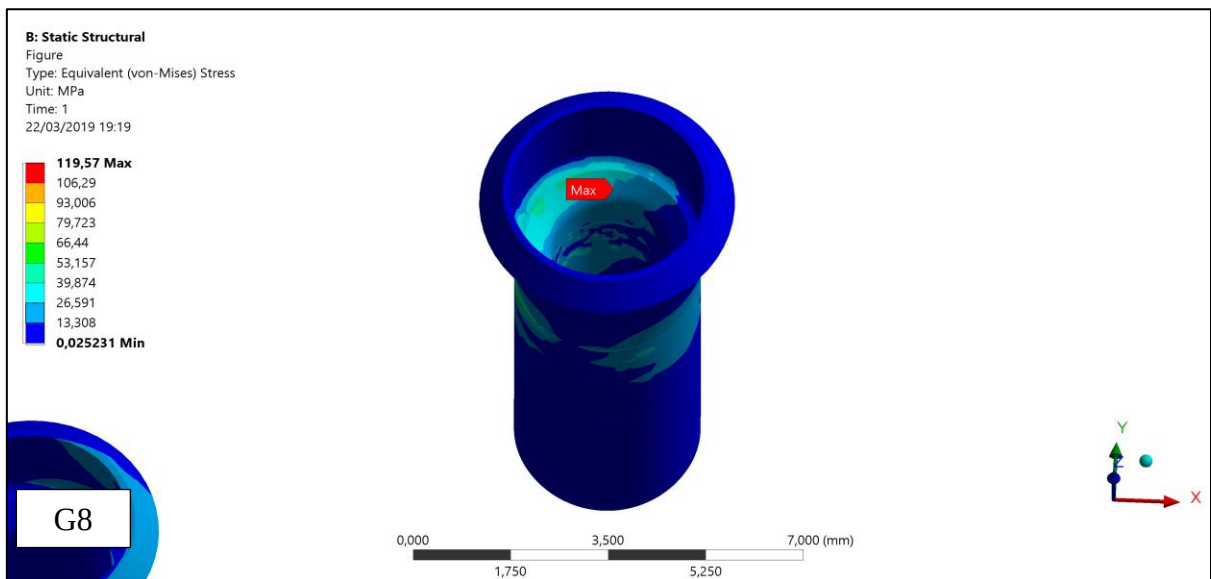
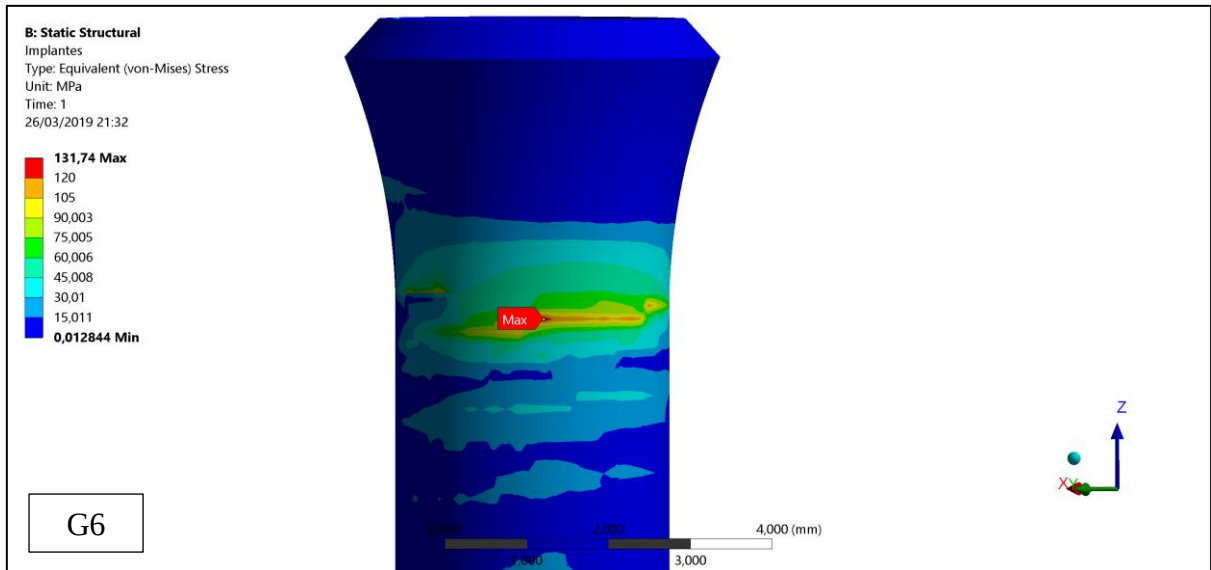
Tabela 2 - Resultado da tensão de Von Misses no implante e seu limite de resistência.

GRUPOS	IMPLANTES	LIMITE DE RESISTÊNCIA (Straumann, Basel, Switzerland)
G4	273,79 MPa	825MPa
G6	131,74 MPa	
G8	119,57 MPa	
G10	111,80 MPa	

Fonte: autoria própria
MPa: Megapascal

Figura 11-Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. G4 e G8 vista superior. G6 e G10 vista posterior.





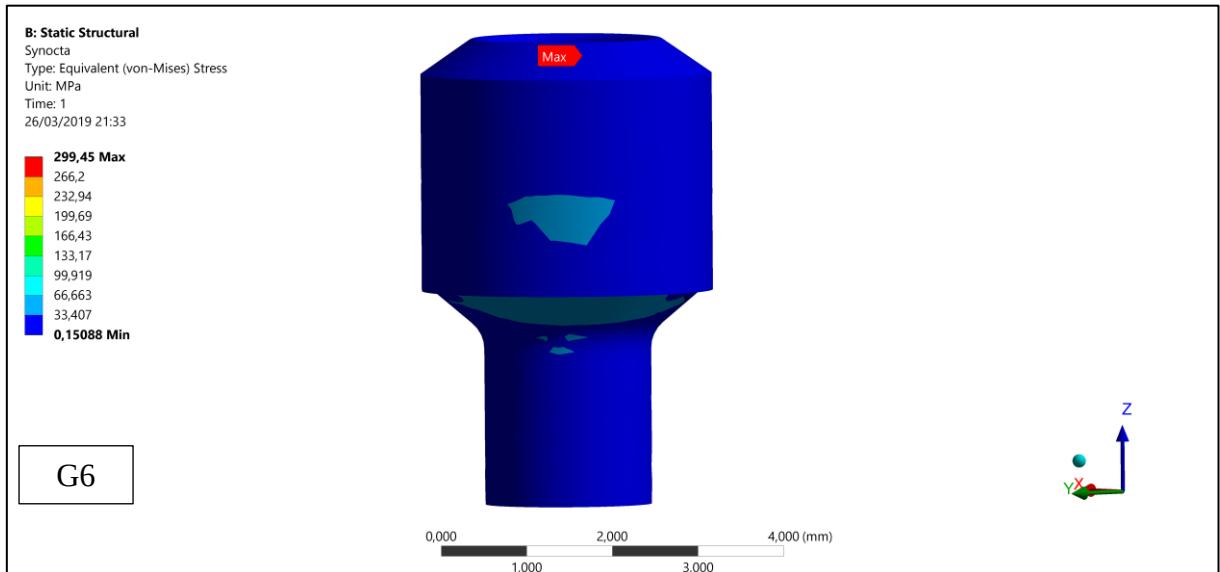
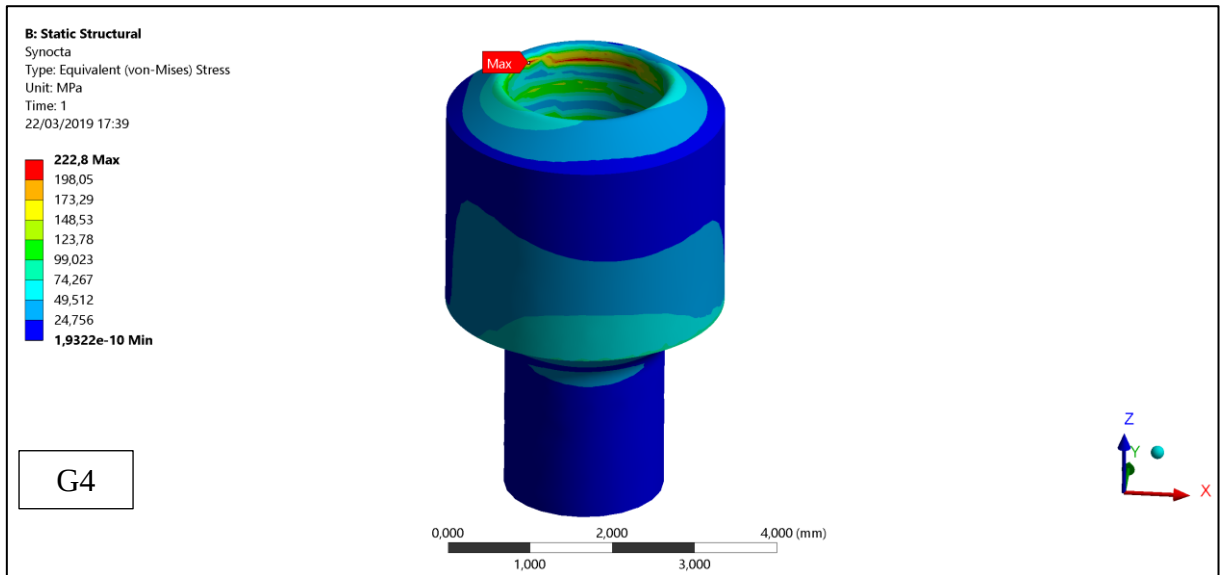
Fonte: autoria própria

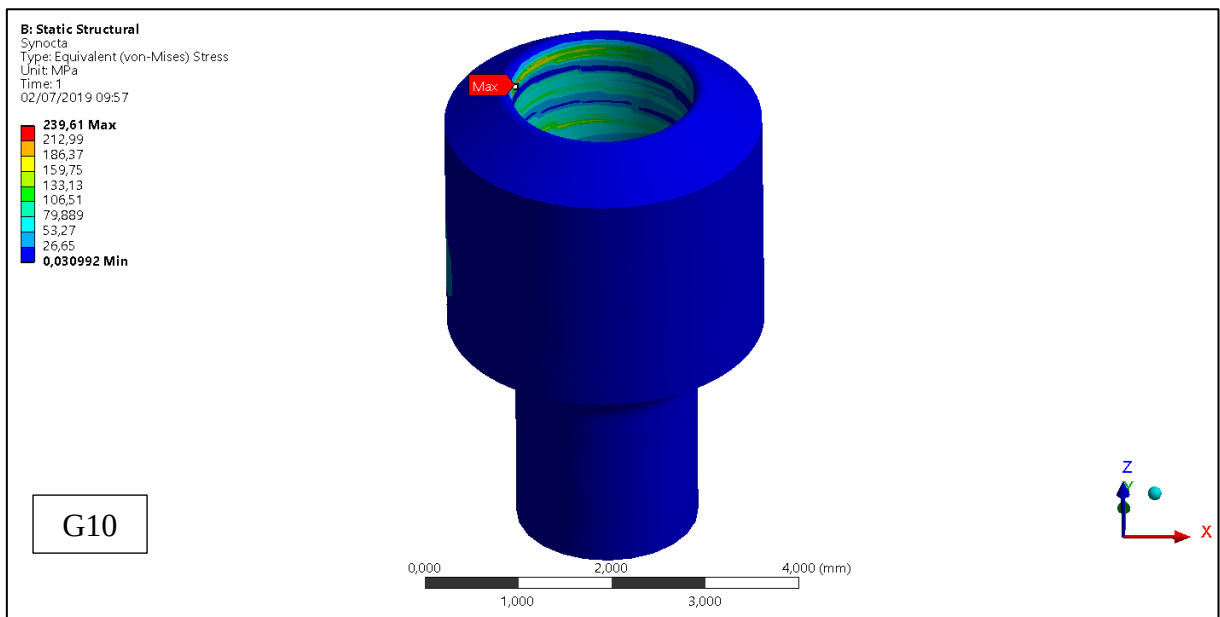
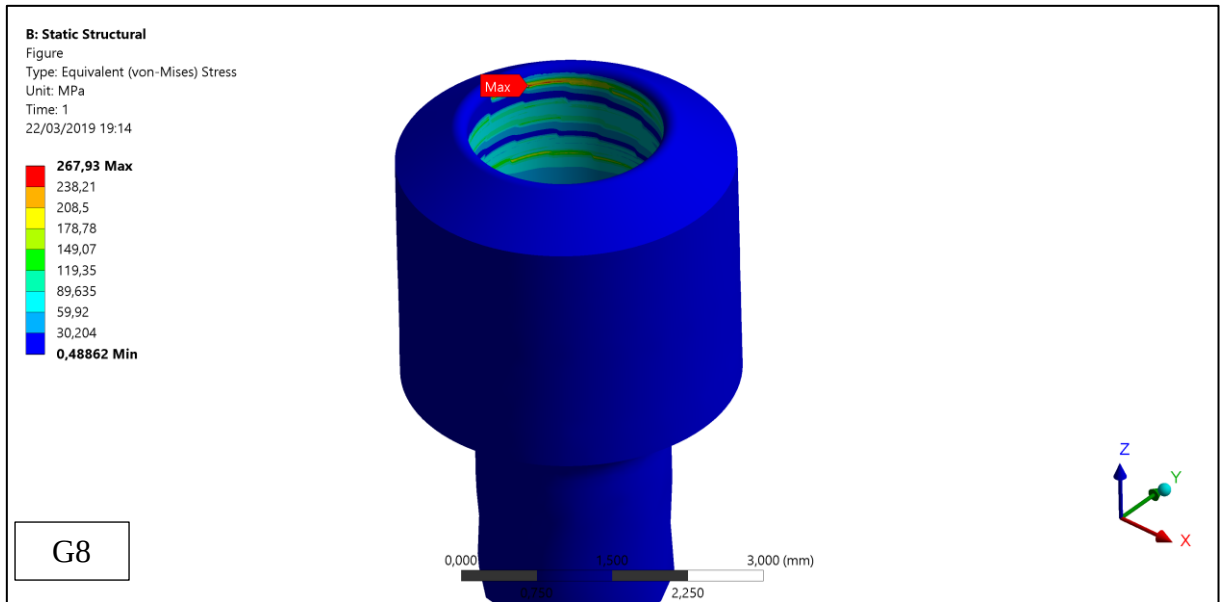
3.2 ANÁLISE DAS TENSÕES NOS COMPONENTES PROTÉTICOS

3.2.1 Intermediário

O G4 foi o que apresentou menor pico de tensão, com valores de 222,8 MPa. Os grupos G6, G8 e G10, apresentaram tensão de 299,45; 267,93 e 239,61 Mpa, respectivamente (Figura 11). A região do intermediário que apresentou maior tensão foi na região das roscas do intermediário em contato com o parafuso protético. Observou-se no G4 uma menor tensão, devido ao predominante componente horizontal da força oblíqua no parafuso protético, pois foi nele que se concentraram as maiores deformações (Figura 12). Nos demais grupos, o componente da força oblíqua, no parafuso protético, é mais vertical, transmitindo, assim, tensões maiores na interface entre parafuso e intermediário. Mesmo assim, a magnitude, na escala real, do deslocamento máximo é muito pouco (Figura 13).

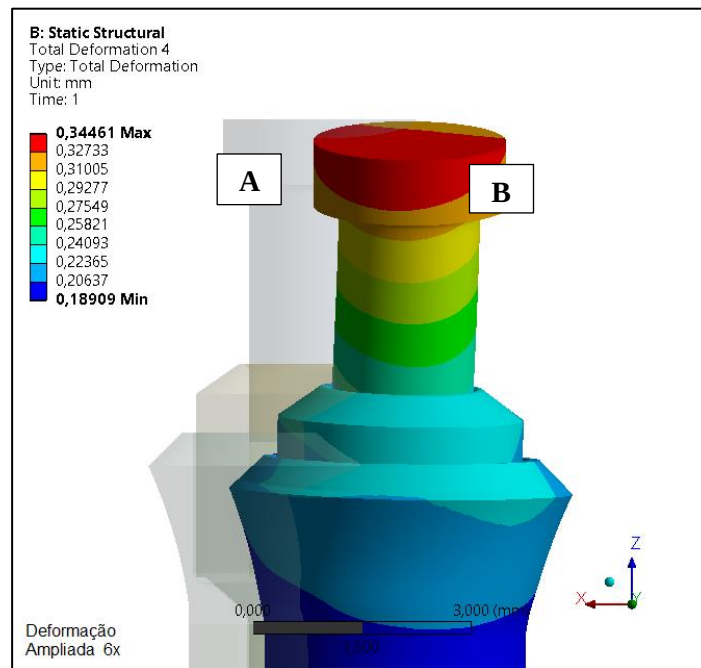
Figura 12-Pico de tensão no intermediário de acordo com os grupos analisados.





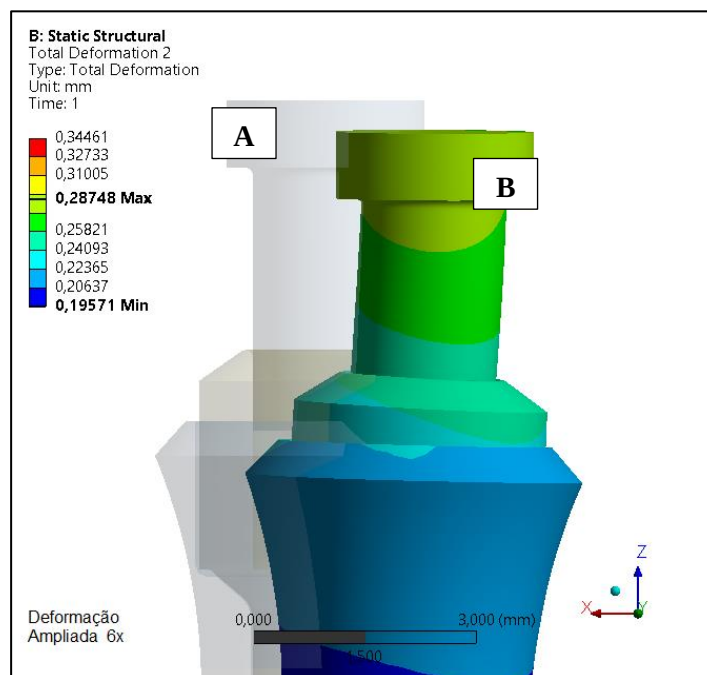
Fonte: autoria própria

Figura 13- Deslocamento do parafuso: A) Sombreamento do parafuso no estado não carregado do G4 e B) Visão geral da deformação do parafuso do G4 devido ao acentuado componente horizontal após aplicação de carga.



Fonte: autoria própria

Figura 14-Deslocamento do parafuso: A) Sombreamento do parafuso no estado não carregado dos demais grupos e B) Visão geral das deformações dos parafusos dos demais grupos devido ao acentuado componente vertical após aplicação de carga.



Fonte: autoria própria

3.2.2 Barra protética metálica

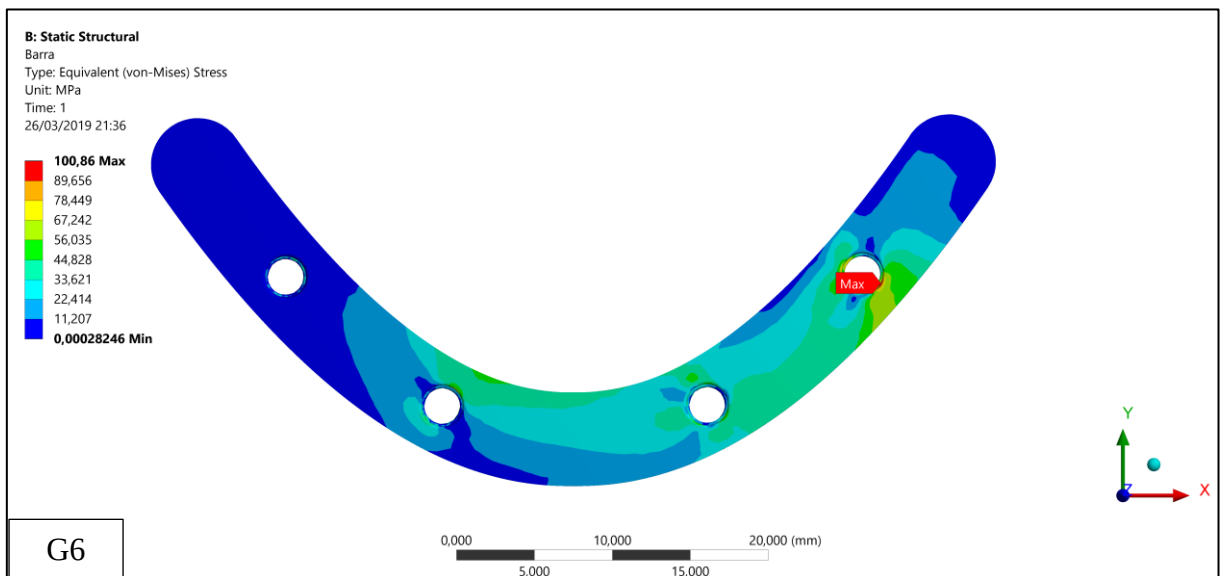
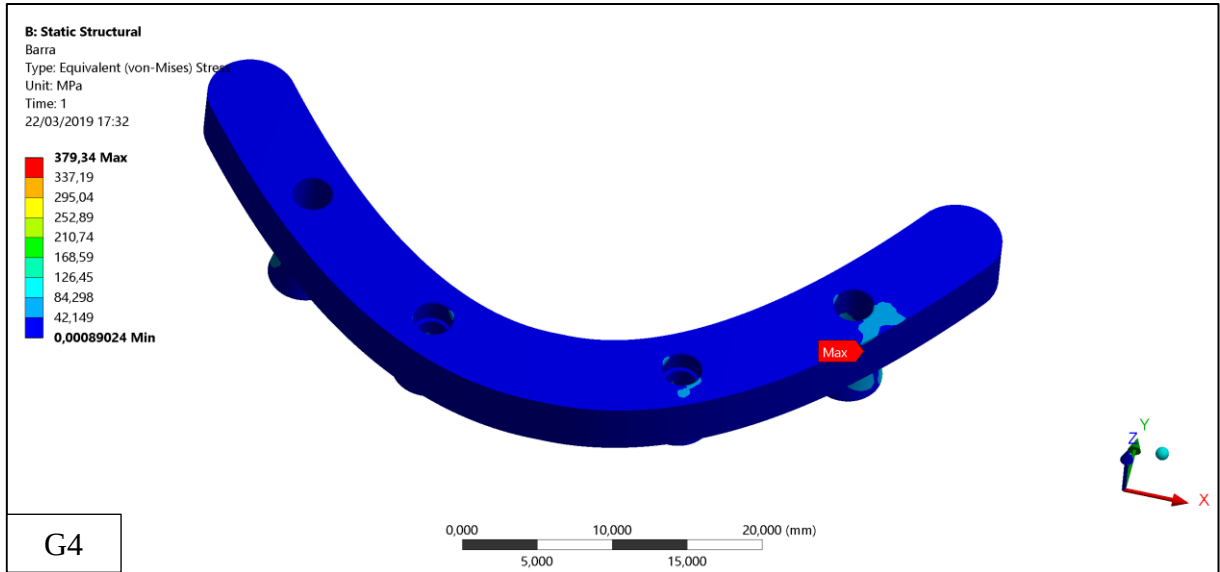
Analisando a barra protética metálica, o G4 apresentou um pico de tensão bem mais elevado do que os demais grupos, com valor de 379,34 MPa. Os demais grupos apresentaram picos menores e mais semelhantes entre si, com valores de 100,86; 100,46 e 100,47 MPa para os grupos G6, G8 e G10, respectivamente (figuras 14 e 15). Todos os picos de tensão localizaram-se no coping metálico da barra. Isso foi justificado pelo movimento rotacional mais acentuado no G4 resultando no pico de tensão na região interna do coping metálico da barra (Figura 16 e 17). Também foi observado uma tensão inferior, em todos os grupos, ao limite de escoamento da barra protética metálica da liga de Cr-Co (Tabela 3).

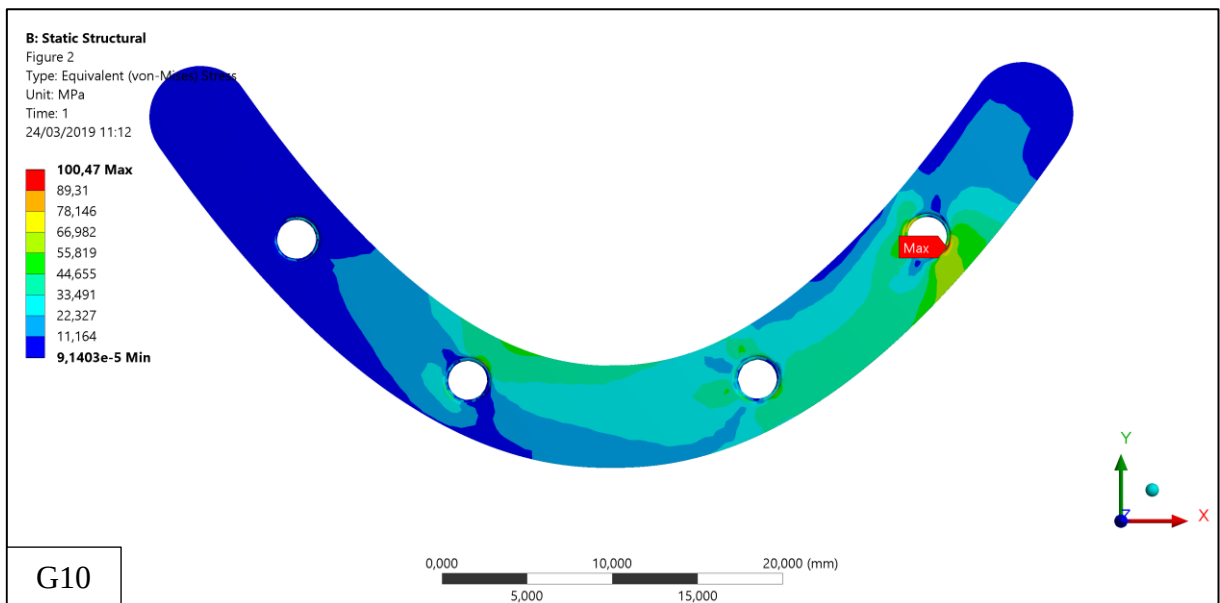
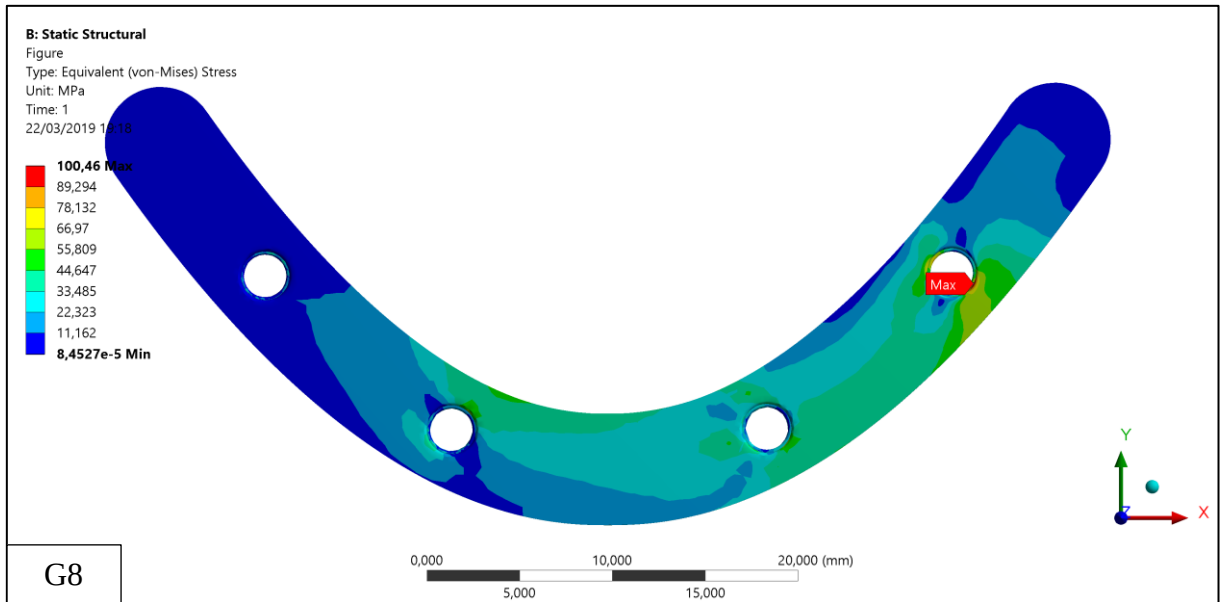
Tabela 3: Resultado da tensão de Von Misses na barra protética metálica e seu limite de escoamento.

GRUPOS	BARRA PROTÉTICA METÁ-LICA	LIMITE DE ESCOAMENTO
G4	379,34 MPa	522 MPa
G6	100,86 MPa	
G8	100,46 MPa	
G10	100,47 MPa	

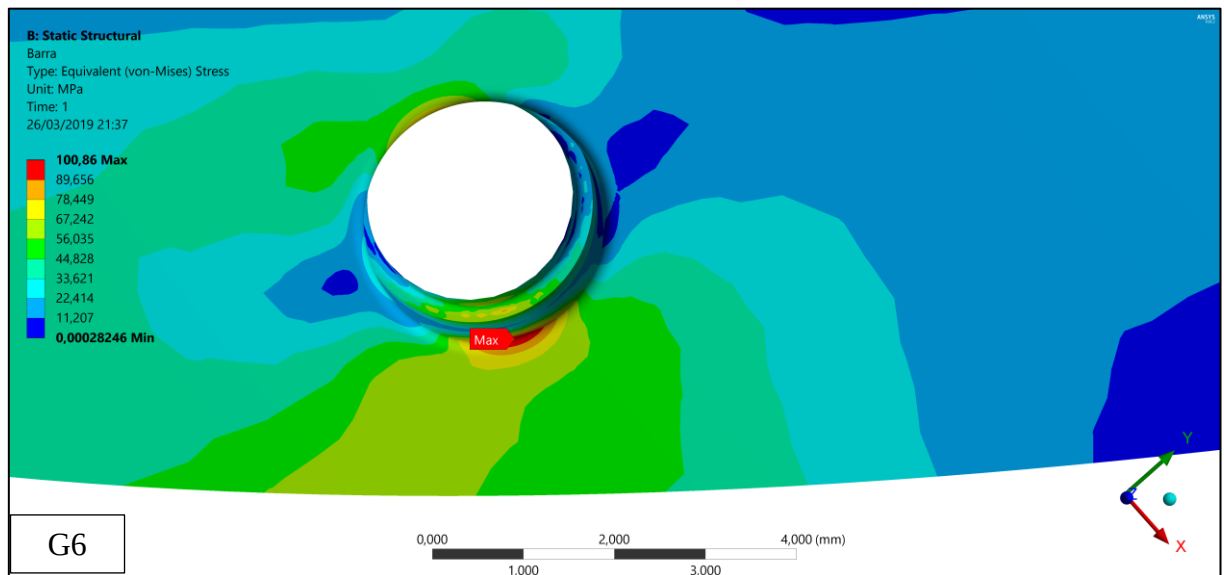
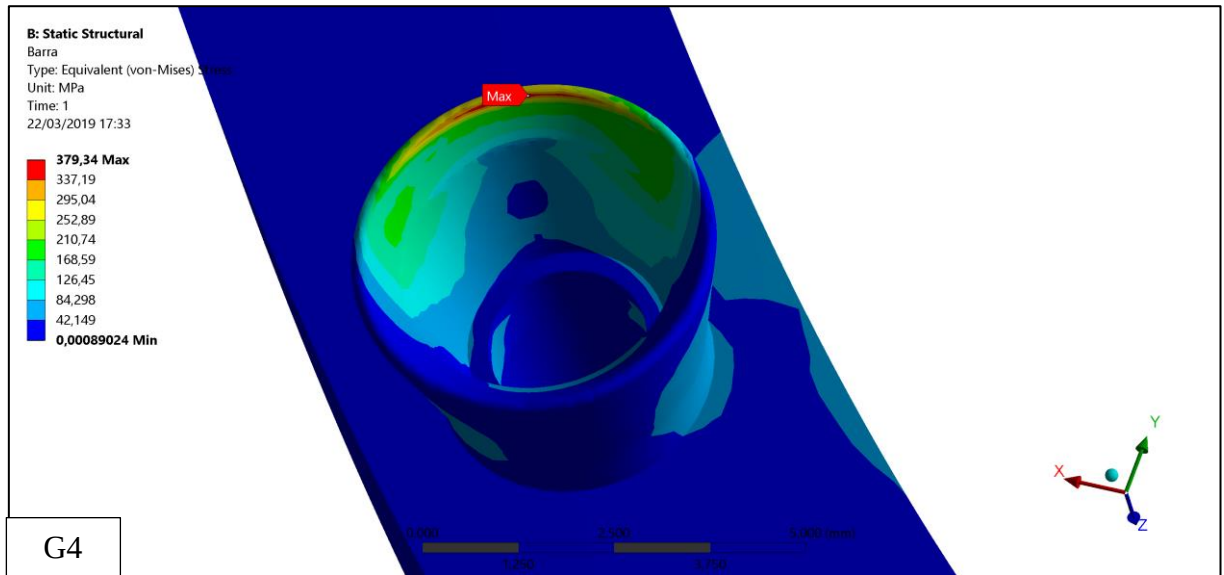
Fonte: autoria própria
MPa: Megapascal

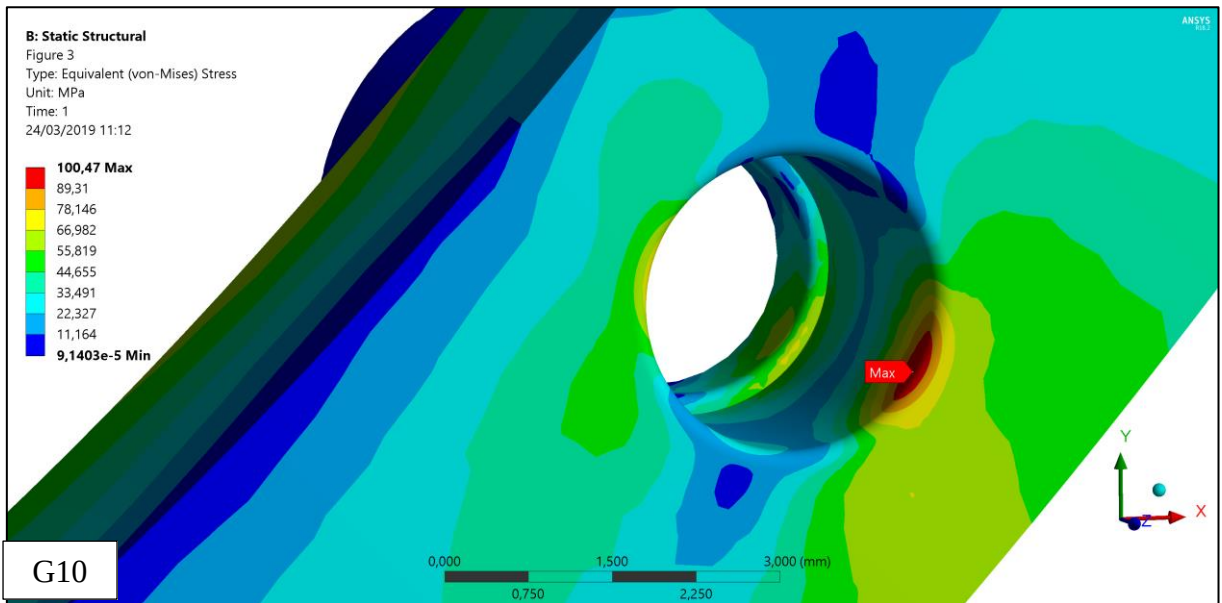
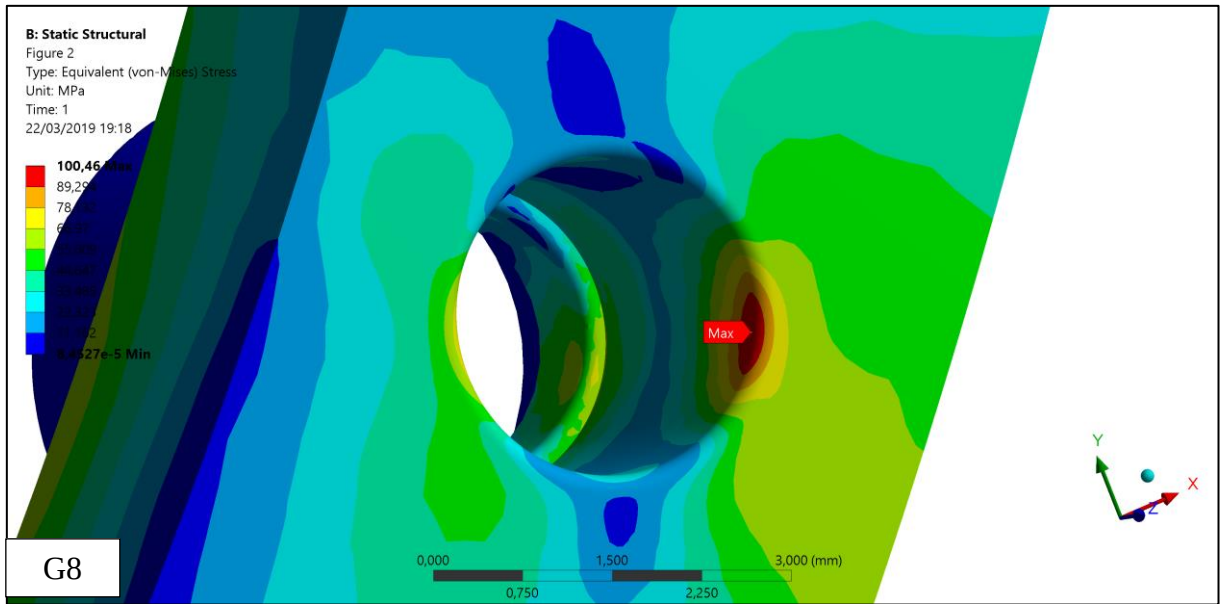
Figura 15-Tensão na barra protética metálica de acordo com os grupos analisados.





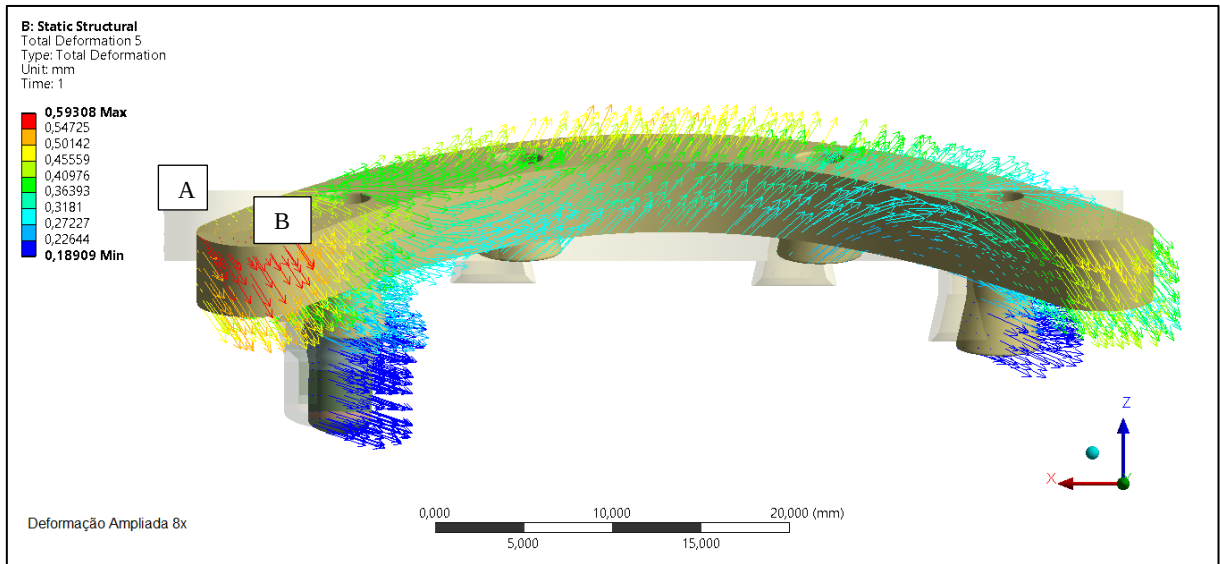
Fonte: autoria própria

Figura 16- Tensão na barra protética metálica/*coping* de acordo com os grupos analisados.



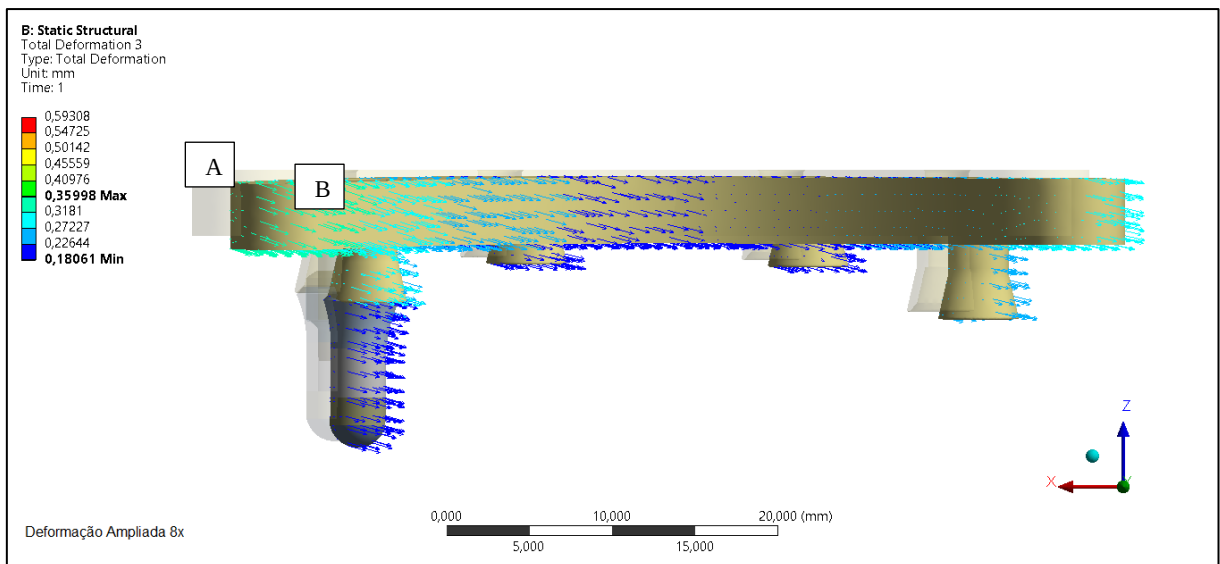
Fonte: autoria própria

Figura 17- Deslocamento da barra metálica: A) Sombreamento da barra metálica no estado não carregado do G4 e B) Sentido do deslocamento das forças resultantes após aplicação de carga no G4.



Fonte: autoria própria

Figura 18- Deslocamento da barra metálica: A) Sombreamento da barra metálica no estado não carregado nos demais grupos e B) Sentido do deslocamento das forças resultantes após aplicação de carga nos demais grupos.



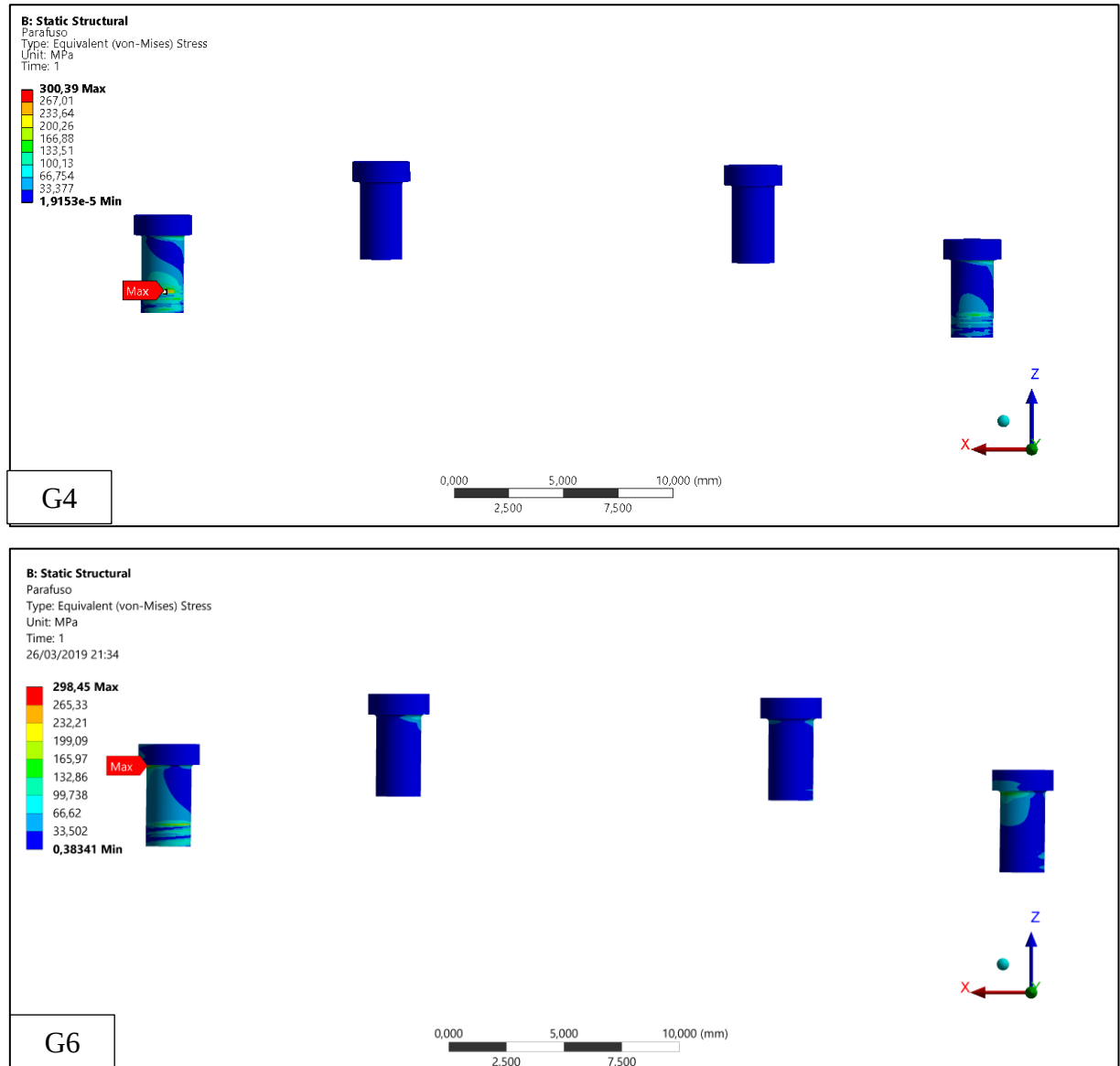
Fonte: autoria própria

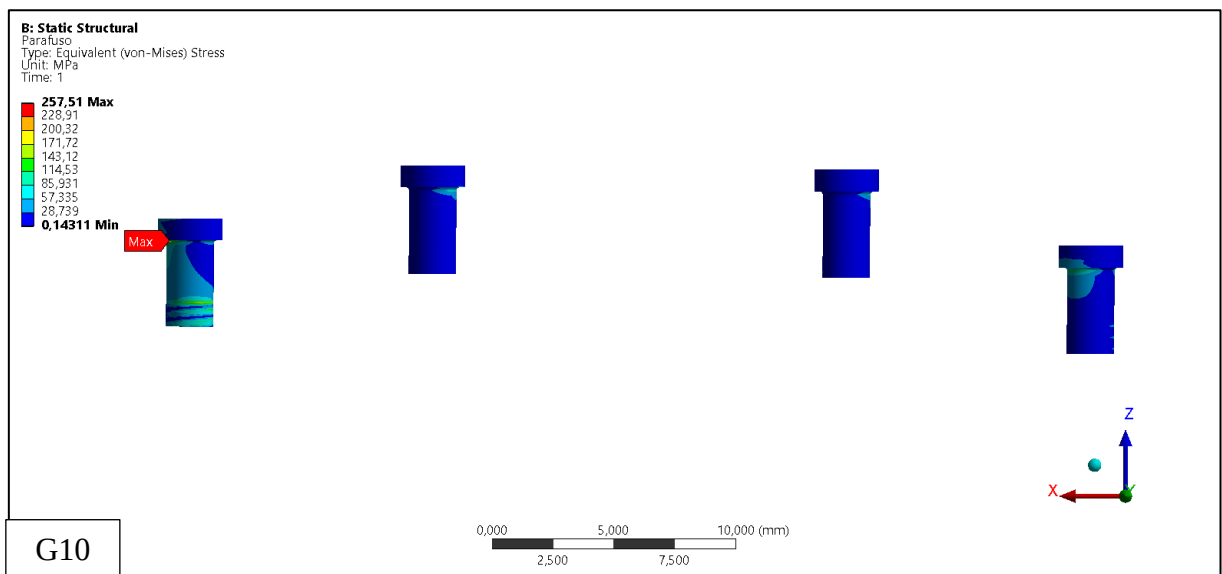
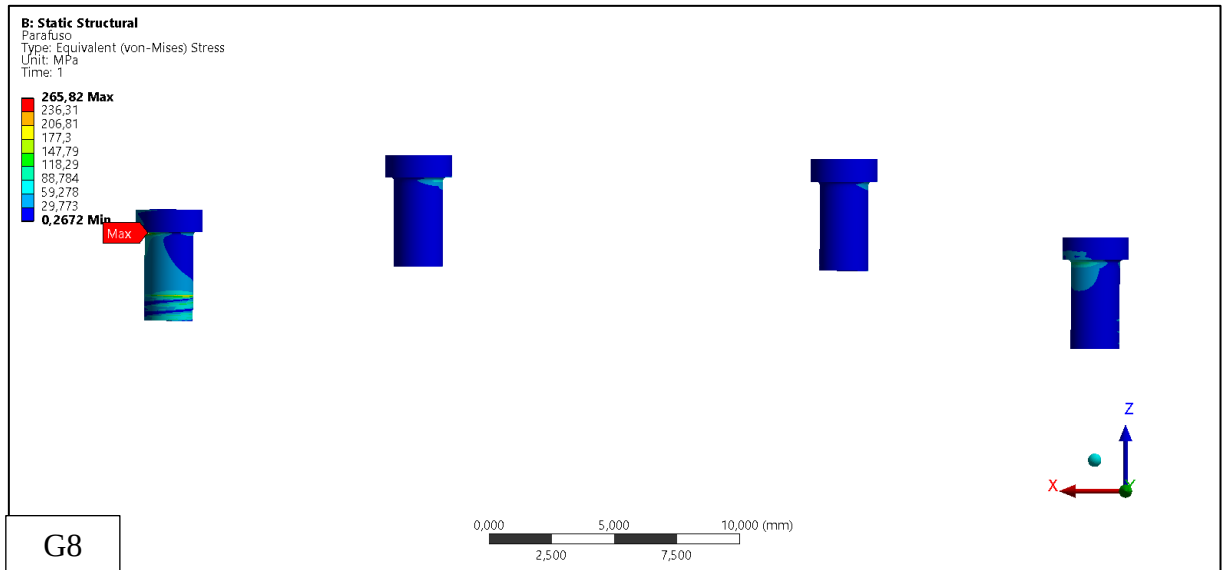
3.2.3 Parafuso protético

Um comportamento correlativo com a barra metálica foi observado para o parafuso protético, tendo o G4 com o maior pico de tensão, com valor de 300,39 MPa. Os demais grupos, G6,

G8 e G10, apresentaram picos de tensão com comportamento aceitável entre si, com valores de 298,45; 265,82 e 257,51 MPa, respectivamente. As tensões máximas foram observadas em áreas diferentes. Para os grupos G6, G8 e G10 a tensão máxima ocorreu no arredondamento da cabeça dos parafusos, enquanto o G4 na região das primeiras roscas do parafuso (Figura 18).

Figura 19-Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.





Fonte: autoria própria

3.3 ANÁLISE DA TENSÃO À NÍVEL ÓSSEO

Para o carregamento oblíquo, a tabela 4, ilustra as tensões principais máxima e mínima no osso cortical nos modelos estudados. Nesta tabela é possível observar que o G4 possui uma maior tensão normal mínima (compressão) do que os demais grupos. O G4 também teve uma maior tensão normal máxima (tração) do que os demais grupos.

Os picos de tensão de Von Misses (em MPa) se distribuíram a nível do osso cortical peri-implantar de todos os grupos na região próxima a aplicação da força de 100N, sendo compressivas na região superior e de tração na região inferior. Os picos de tensão foram diminuindo à medida que o comprimento dos implantes aumentava, porém sem diferenças significativas entre

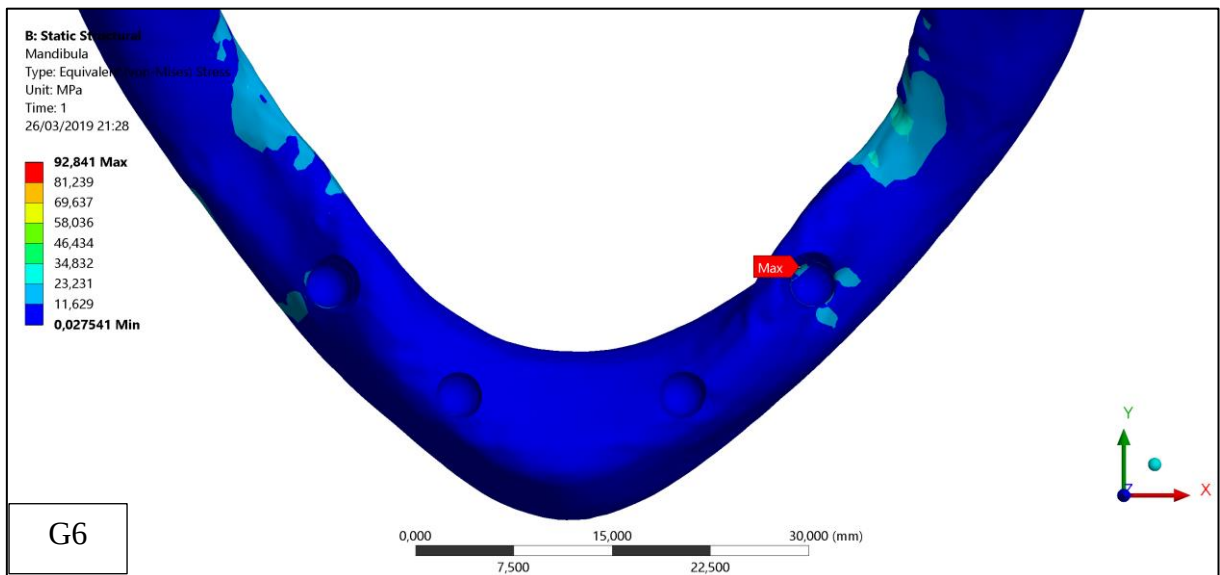
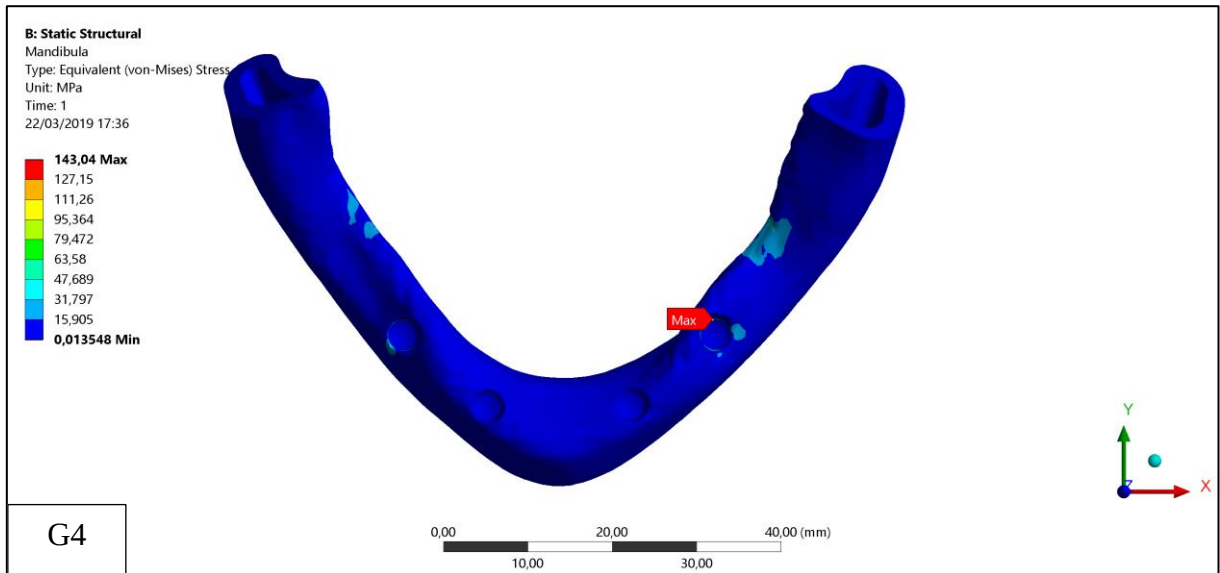
os grupos G6, G8 e G10 de 92,84; 77,87; 68,17 MPa, respectivamente (figura 19 e 20). Já o G4 teve o maior pico de tensão com 143,04 MPa comparado aos demais grupos.

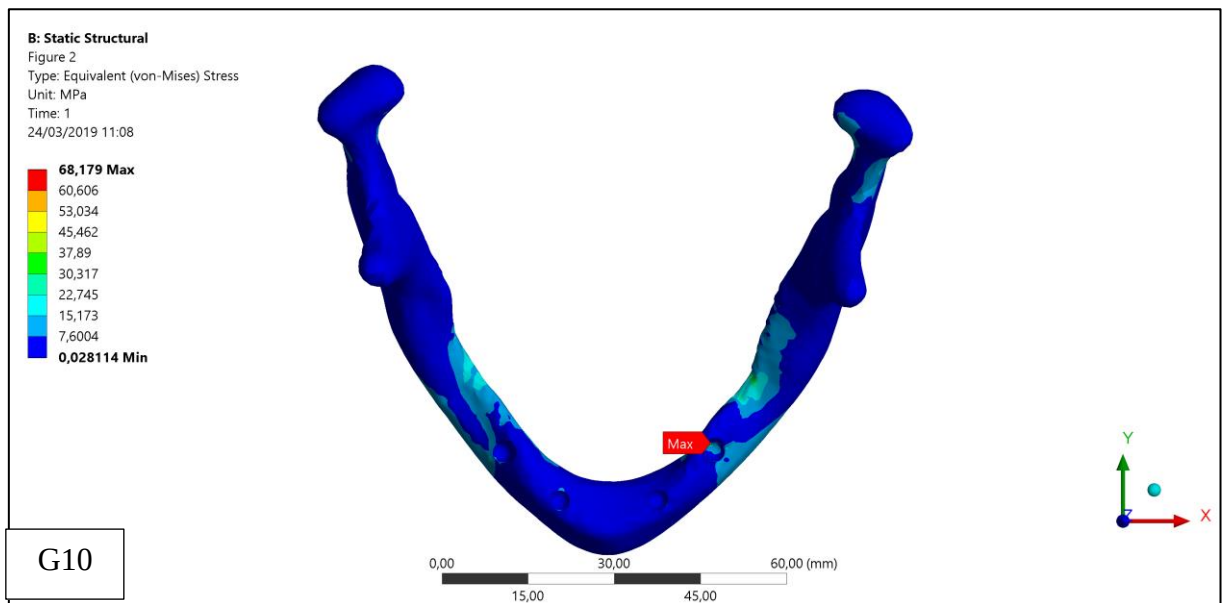
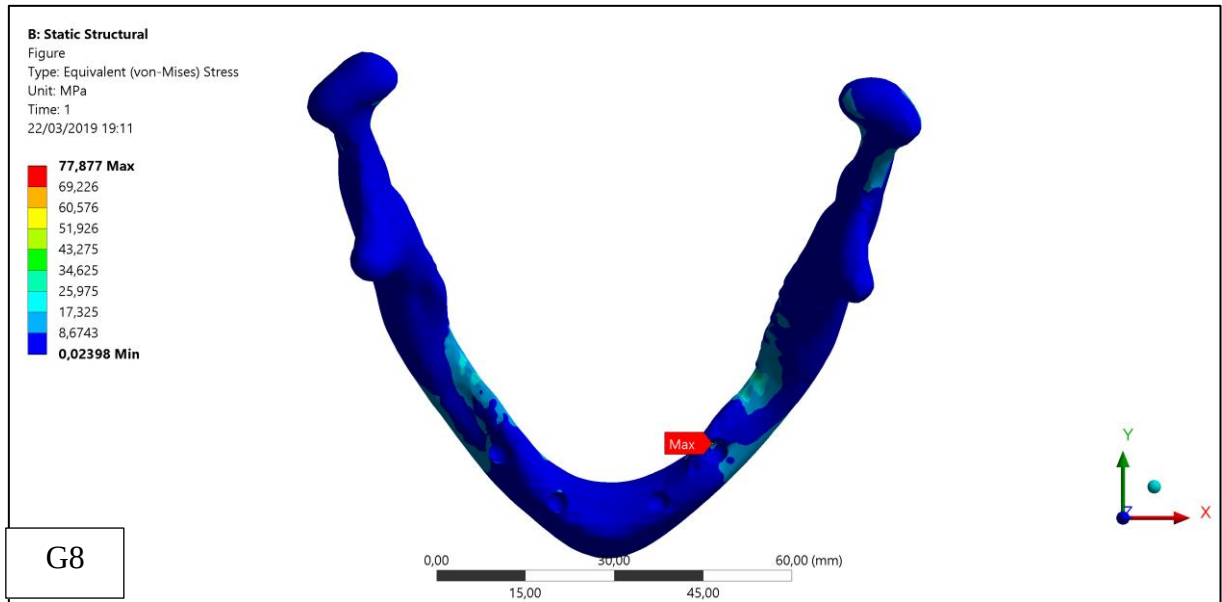
Tabela 4: Resultado da tensão normal máxima e mínimo no osso e seu limite de resistência fisiológico a compressão e a tração.

GRUPOS		OSSO Maior Tensão Normal Máxima (MPa)	LIMITE DE RESISTÊNCIA (tração)
G4		125,38 MPa	72-76 MPa
G6		74,82 MPa	
G8		58,434 MPa	
G10		65,014 MPa	
GRUPOS		OSSO Menor Tensão Normal Mínima (MPa)	LIMITE DE RESISTÊNCIA (compressão)
G4		-142,7 MPa	140-170 MPa
G6		-77,26 MPa	
G8		-71,498 MPa	
G10		-67,19 MPa	

Fonte: autoria própria
MPa: Megapascal

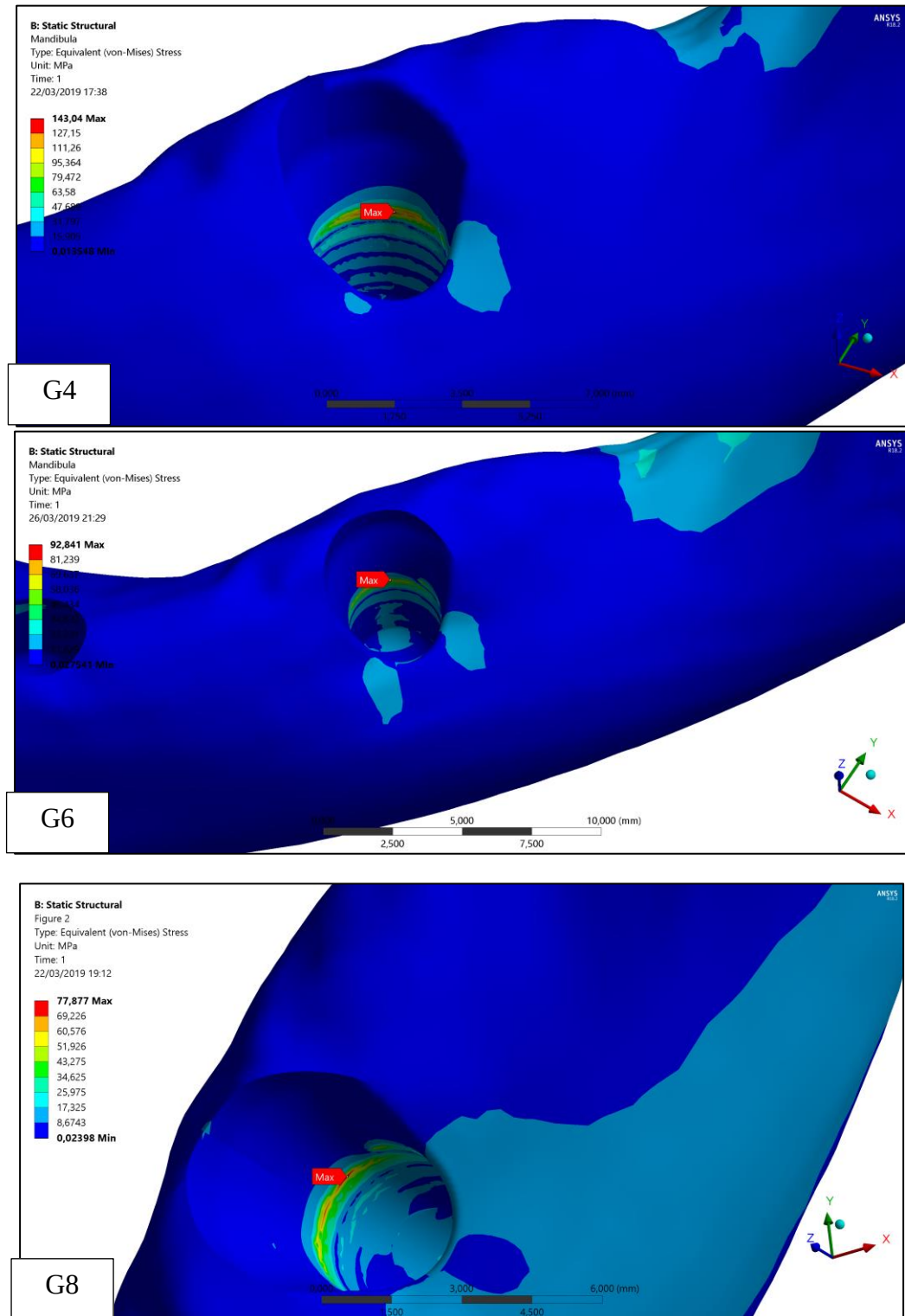
Figura 20-Tensão ao nível ósseo da mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista superior.

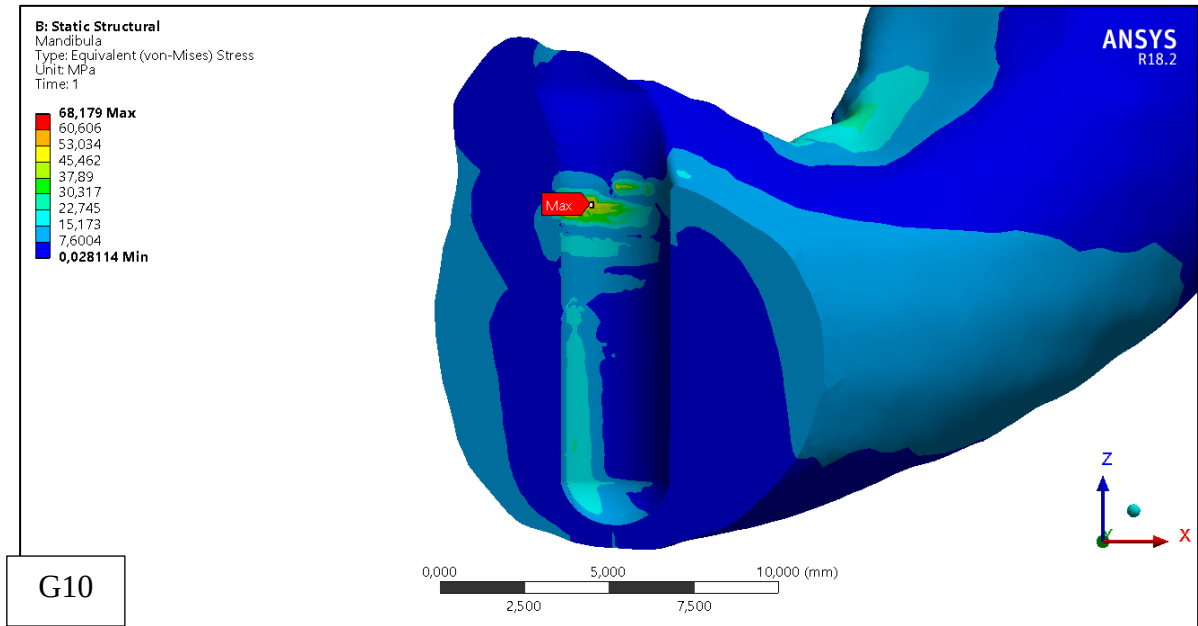




Fonte: autoria própria

Figura 21-Tensão ao nível ósseo na mandíbula de acordo com os grupos analisados.





Fonte: autoria própria

3.4 ANÁLISE DE FADIGA

Antes da análise de fadiga, as tensões de Von Mises obtidas devido às cargas aplicadas foram comparadas com trabalhos anteriores para validar o modelo e garantir a segurança do modelo contra falhas ocasionadas por carregamento estático. Todas as análises de fadiga foram realizadas adotando-se como critério de vida infinita a faixa corresponde a um número maior que 10^9 ciclos.

As análises de elementos finitos conduzidas neste estudo mostraram, para as condições de carregamento testado, que todos os grupos dos implantes e componentes protéticos investigados terão uma vida útil que durará mais que 10^9 ciclos, ou seja, estes componentes terão vida infinita, e teoricamente não sofrerão falha por fadiga, exceto a barra protética metálica do G4 resistirá a $4,8415 \cdot 10^7$ (ou 48 milhões) de ciclos, isso corresponde a 48 anos antes de falhar por fadiga.

5 CONCLUSÃO

Através do presente estudo in vitro, foi possível concluir que:

- A tensão quantificada nos implantes, após a aplicação de carga oblíqua de 100N, não foi capaz de gerar falha nos implantes, pois, os valores não excederam o limite de resistência de 825 MPa dos implantes.
- As tensões nos componentes protéticos (intermediário, barra metálica e parafuso protético), apresentaram valores de ordem relativamente próximos para ambos os grupos, com exceção do G4 que, na maioria das situações, apresentou resultados mais discrepantes quando comparado aos demais grupos, no entanto nenhum grupo excedeu o limite de resistência dos componentes avaliados.
- Para as condições de carregamento cíclico testado, os componentes protéticos e implantes terão vida infinita, exceto a barra metálica do G4.
- Diante da similaridade do comportamento das tensões frente às forças oblíquas e ao teste de fadiga para todos os modelos, sugere-se que os implantes curtos de até 4 mm são uma alternativa viável para casos de mandíbulas edêntulas atroficas que necessitem ser reabilitadas com próteses totais fixas implantossuportadas, e não tenham a possibilidade da instalação de implantes mais longos de acordo com o MEF.

REFERÊNCIAS

1. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013;41(3):241-9.
2. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;80:122-8.
3. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. 1989;20(7):473-80.
4. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):508-14.
5. Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J*. 2018;29(1):30-5.
6. Ferreira MB, Barao VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;35:92-9.
7. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):275-82.
8. Gonçalves TMSV, Bortolini S, Martinolli M, Alfenas BFM, Peruzzo DC, Natali A, et al. Long-term Short Implants Performance: Systematic Review and Meta-Analysis of the Essential Assessment Parameters. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26(4):325-36.
9. Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):769-76.
10. Pistilli R, Barausse C, Checchi L, Felice P. Rehabilitation of the atrophic posterior mandible with short (4-mm) implants: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(5):713-8.
11. Brandão RCB, Brandão LBC. Ajuste oclusal na Ortodontia: por que, quando e como? *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008;13(3):124-56.
12. Papavasiliou G, P K, S B, DA. F. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em torno de implantes de dente único em função do suporte ósseo, tipo de prótese e carga durante a função. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):633-40.
13. Greco GD, Federal University of Minas Gerais BH, Brazil, Jansen WC, Pontifical Catholic University of Minas Gerais BH, Brazil, Landre Junior J, Pontifical Catholic University of Minas Gerais BH, Brazil, et al. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):515-20.

14. Aunmeungtong W, Khongkhunthian P, Rungsiyakull P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. *Oral Implantol (Rome)*. 2016;9(4):202-12.
15. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;38:306-14.
16. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-36.
17. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dent Mater*. 2011;27(5):423-30.
18. Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *J Prosthodont Res*. 2018;62(1):24-30.
19. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, Vasconcellos RJ. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013;71(2):335-42.
20. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463-71.
21. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol*. 2003;120(3):252-77.
22. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, et al. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(11):2397-403.
23. Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech*. 2003;36(3):329-37.
24. Lovald ST, Wagner JD, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(5):973-85.
25. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(6):781-90.
26. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):391-403.
27. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos MG. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges with Regular or Short Morse Taper Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(2):372-6.

28. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992;88(1):69-96.
29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001;85(3):268-75.
30. Robert C. Juvinall KMM. *The Fundamentals of Machine Component Design.* 4 th ed 2006.
31. NORTON RL. *Projeto de Máquinas.:uma abordagem integrada.* 4 th ed. Porto Alegre 2013.
32. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-34.
33. Dimililer G, Kucukkurt S, Cetiner S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):244-9.e6.
34. Toth A, Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Biffar R, Heinemann F. The influence of implant body and thread design of mini dental implants on the loading of surrounding bone: a finite element analysis. *Biomed Tech (Berl).* 2017;62(4):393-405.
35. Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013;46(7):1312-20.
36. Jacques LB, Pegoraro LF. *Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada através do uso de extensômetros.* 2000.
37. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54(4):179-84.
38. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent.* 2010;19(1):39-49.
39. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475-80.
40. Tashkandi EA LB, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent [Internet].* 1996; 76:[158-64 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.
41. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165-9.
42. TW K, AR J. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent [Internet].* 1999; 82(1):[67-72 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.
43. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8(5):421-33.

44. Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil.* 1995;22(12):897-903.
45. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):38-44.
46. Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segala-Torres M, Rodado-Alonso C, Mendez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(5):479-87.
47. Oguz Kayabas EY, Fehmi Erzincanlı. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* [Internet]. 2006; (37):[649–58 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.

APÊNDICE A- RESULTADOS (ARTIGO CIENTÍFICO)

Avaliação da tensão e fadiga dos implantes curtos na reabilitação de mandíbulas atróficas com prótese tipo protocolo-MEF.

Jéssyca Maria França de Oliveira Melo¹, Ramiro Brito Willmersdorf², Bruna de Carvalho Farias Vajgel³

1 Mestranda do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Pernambuco, Brasil.

2 Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Pernambuco, Brasil.

3 Professora Adjunto do Departamento de Prótese e Cirurgia Bucofacial da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Pernambuco, Brasil.

Autor correspondente:

Bruna de Carvalho Farias Vajgel

Av. Prof. Moraes Rego, 1235, Cidade Universitária – Recife – PE, Brazil, 50670-901.

Email:bruna_farias@hotmail.com Telephone number: +55 8121268817

RESUMO

O tratamento reabilitador sobre implantes pode resultar em fracasso, caso tensões excessivas no eixo de forças oblíqua e axial não sejam consideradas no planejamento protético. O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar, por meio do método de elementos finitos (MEF), a tensão gerada em implantes de diferentes comprimentos quando submetidos a forças oblíquas, assim como a resistência à fadiga. Modelos de elemento finitos foram construídos com quatro implantes de mesmo diâmetro e diferentes comprimentos, esplintados por uma barra protética metálica. Os modelos foram divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10). Todos os grupos foram simulados com uma força oblíqua de 100 N na região de primeiro molar esquerdo para avaliação da tensão à nível ósseo, dos implantes e componentes protéticos (intermediário, barra e parafuso protético). Com

relação à força oblíqua, o G10 apresentou os menores valores de tensão ao nível ósseo, implante, parafuso e barra (68,179; 111,80; 257,51; 100,47 MPa), enquanto que o G4 mostrou os maiores valores de tensões (143,04; 273,79; 300,39; 379,34 MPa), respectivamente. Na análise do intermediário, o G4 apresentou o menor valor de tensão (222,80 MPa) comparado aos outros grupos. Quando fixado o número de cinco milhões de ciclos de carregamento, durante o teste de fadiga, todos os componentes e implantes dos grupos G10, G8, G6 tiveram um número mínimo maior que $1\text{E}+09$ ciclos (10^9), ou seja, vida infinita. Porém, a barra metálica do grupo G4 resistiu apenas a $4,8415 \cdot 10^7$ (ou 48,4115 milhões) de ciclos antes de falhar por fadiga, equivalente a 48 anos. Diante da similaridade do comportamento das tensões para todos os modelos, sugere-se que os implantes curtos parecem ser uma alternativa viável para casos de reabilitação fixa sobre implante com mandíbulas edêntulas atroficas que impossibilitem a instalação de implantes mais longos. No entanto, implantes de 6 a 8 mm apresentaram comportamento mecânico mais favorável que o de 4mm.

Palavras chave: método de elementos finitos, biomecânica, implantes dentais, prótese fixa implanto suportada.

INTRODUÇÃO

O uso de implantes de titânio osseointegrados para substituição de dentes perdidos têm sido extremamente bem documentados. Esses representam uma alternativa eficaz na reabilitação de pacientes parcial e totalmente desdentados. ^(1, 2). Enquanto a dentição natural apresenta ligamentos periodontais, que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas, os implantes, por sua vez, apresentam uma união com a estrutura óssea rígida e, assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador ⁽³⁻⁵⁾.

As próteses totais fixas implantossuportadas, também conhecidas como prótese do tipo protocolo, são consideradas uma modalidade previsível de reabilitação para pacientes totalmente desdentados. São instalados de 4 a 6 implantes, o qual são esplintados através de uma barra metálica, o que torna as distribuições de tensão muito mais complexas do que em próteses unitárias ⁽⁵⁻⁶⁾. Dessa maneira, uma força oclusal aplicada em um ponto da prótese promove uma concentração de tensão em todos os implantes e osso circundantes em diferentes graus, o que pode acarretar no aparecimento de falhas da reabilitação, tais como fraturas ou afrouxamento de

parafusos, de intermediários e barra metálica, assim como fratura ou perda da osseointegração dos implantes ⁽⁶⁾.

A força oclusal exercida sobre a prótese protocolo causa uma tensão na infraestrutura e a mesma é transferida para o osso peri-implantar. Entretanto, o valor de tensão transmitido para o implante e osso alveolar depende de vários fatores, tais como: características da força oclusal (intensidade, direção, duração e velocidade), tipo de conexão do implante, qualidade e densidade óssea, tipo de material, e planejamento protético, assim como fatores no implante, tais como: número, diâmetro e comprimento ^(4, 10, 11).

A instalação de implantes de comprimentos longos ou regulares em pacientes desdentados totais, é muitas vezes impossibilitada diante da grande reabsorção do rebordo alveolar, ou por não haver regeneração óssea após cirurgias regenerativas previamente à instalação dos implantes. Com o advento dos implantes curtos, menores que 10 mm de comprimento⁽⁷⁾, a reabilitação com implantes dentários em áreas com rebordos muito reabsorvidos constituiu uma opção de tratamento menos complexa, onerosa e traumática aos pacientes. Quando possível e corretamente indicado, o uso de implantes curtos tem se mostrado uma escolha segura no tratamento de áreas edêntulas com limitações de altura e volume ósseo ^(2, 9, 10).

No entanto, há escassez de estudos que investiguem as tensões geradas por esses implantes curtos nas reabilitações com próteses totais fixas implantossuportadas, principalmente frente às forças horizontais (oblíquas) e rotacionais (torque), as quais são mais suscetíveis de lesar o osso peri-implantar ^(4, 11).

O osso cortical humano possui como limite fisiológico de resistência máxima valor de 140-170 MPa em compressão e, de 72-76 MPa em tração ⁽¹²⁾. Se as forças de oclusão excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante ou a prótese falharão devido às sobrecargas e distribuição inadequada das forças mastigatórias, entre outros fatores ⁽¹³⁾.

Estudar os efeitos das forças de carga é necessário na implantodontia como medida de precaução e para melhorar a sobrevida das próteses suportadas por implantes. Antes da produção em série, cada projeto de implante deve ser avaliado de acordo com os efeitos de um protótipo no tecido ósseo natural. Um processo importante é avaliar a tensão que ocorre no implante e no osso circundante. O método de estudo biomecânico que é cada vez mais usado para demonstrar e prever a distribuição de tensão na área de contato dos implantes e do osso circundante, é o método de elementos finitos (MEF) ^(1, 14, 15).

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica matemática computacional para cálculo de deformações e tensões. O efeito das forças de carga sobre uma prótese ou região peri-implantar pode ser avaliado usando a tensão equivalente (Tensão de Von Mises), expresso em

megapascas (MPa). Os resultados de Von Mises, tensão equivalente, são comparados com a tensão limite de resistência do material. Para visualização destes resultados, os níveis de tensão ao redor das regiões peri-implantar e estruturas protéticas são apresentadas por cores diferentes, o que permite a segurança destas estruturas durante a mastigação ⁽¹⁴⁾.

Apesar dos resultados iniciais apresentados pelos implantes curtos, estes ainda podem apresentar falhas por fadiga devido a carregamentos cíclicos do processo mastigatório⁽¹⁶⁾. O processo de falha por fadiga ocorre depois de um grande número de ciclos de carga. O dano é acumulado em uma escala micromecânica e uma microtrinca é formada. Com ciclos de carga adicionais, a trinca cresce. Finalmente, quando a trinca atinge uma dimensão crítica, ocorre a falha do componente. O crescimento da trinca e a sua propagação são estudados na mecânica da fratura. A análise de fadiga, no entanto, concentra-se na acumulação de danos e permite uma previsão a respeito de onde a trinca crescerá e propagar-se-á ⁽¹⁷⁾. Testes de fadiga *in vitro* são um dos métodos de avaliação usados para investigar a confiabilidade clínica dos implantes dentários ⁽¹⁸⁾.

Diante da escassez de literatura a respeito da biomecânica da utilização de implantes curtos na reabilitação com próteses totais fixas implantossuportadas, a presente pesquisa teve como objetivo avaliar a tensão e fadiga gerada por implantes curtos comparativamente a implantes regulares, na reabilitação de mandíbulas atroficas com prótese tipo protocolo através do MEF.

MATERIAIS E MÉTODOS

Tipo e localização do estudo

O estudo do tipo experimental laboratorial foi desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Odontologia e do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco.

Construção do modelo pelo método de elementos finitos 3D

Quatro modelos de elementos finitos foram construídos com implantes do mesmo diâmetro, espiantados por uma barra protética metálica (Co-Cr) e, divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes utilizados: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10) (Tabela 1). Todos os implantes foram posicionados verticalmente e bem distribuídos na região interforaminal, pelo menos 6 mm mesial aos forames mentuais (Figura 1).

Construção geométrica (CAD)

Construção geométrica da mandíbula

Um modelo de elementos finitos de uma mandíbula humana foi cedido baseado no estudo de Vajgel *et al.* (2013)⁽¹⁹⁾ e adaptado para as necessidades da presente pesquisa. Cortes tomográficos axiais, dessa mesma mandíbula, foi realizada pela clínica radiológica Radioface. A mandíbula atrófica foi de uma paciente não identificada, do sexo feminino, de 65 anos e da cidade do Recife-PE. As imagens tomográficas foram salvas pelo aparelho em um formato padrão denominado DICOM, as quais foram exportadas para um programa de visualização/manipulação de imagens médicas denominado INVESALIUS® na sua versão 2.1 (CTI, Ministério da Ciência e Tecnologia, Brasil). Este software licenciado livremente permite a criação do volume de osso mandibular 3D a partir do volume total adquirido da tomografia, permitindo a exclusão dos tecidos moles adjacentes (por exemplo, pele, músculo, cartilagem, material artificial). O modelo de mandíbula sólido foi construído e salvo como um arquivo STL para análise (MEF).

O arquivo STL foi exportado para o programa SolidWorks (versão 2016; Concord, MA, EUA), que tem computer-aided design e capacidades de engenharia auxiliada por computador (CAE). O modelo em casca foi convertido para um modelo sólido e, por uso de ferramentas específicas do software (loft/extrude/offset), foi manualmente dividido em osso cortical com espessura média de 2 mm de acordo com Vajgel *et al.* (2013)⁽¹⁹⁾, e osso medular, tornando assim compatível com a realidade (Figura 2).

Ainda neste programa a mandíbula foi subdividida em partes e acordo com as regiões anatômicas, no intuito de designar as diferentes propriedades do material (osso) relacionadas ao seu sítio. O osso cortical foi dividido em 11 volumes (sínfise, corpo, ângulo, ramo, coronóide e côndilo) e para o osso medular foi criado um único volume.

Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo

Implantes Tissue Level® (Straumann, Basileia, Suíça) com diâmetro de 4,1 mm e diferentes comprimentos (4, 6, 8 e 10 mm), associados aos componentes protéticos do tipo synOcta® (Straumann, Basileia, Suíça) foram escolhidos como retentores da prótese tipo protocolo para esta análise biomecânica. As geometrias tridimensionais dos componentes protéticos e dos implantes foram modeladas no SolidWorks (versão 2016 Concord, MA, EUA). Os sistemas de fixação da estrutura da prótese tipo protocolo foram criados com o mesmo software CAD.

Uma estrutura metálica em Co-Cr com 4 mm de altura, 6 mm de largura e *cantilevers* distais de 10 mm foram modelados⁽²⁰⁾. Os modelos foram discretizados com malhas de elementos tetraédricos com quatro nós. A malha foi refinada na região de maior interesse para o estudo a fim de reproduzir melhor a distribuição das tensões geradas no implante, componentes protéticos e osso peri-implantar.

Propriedades do material e condições da interface

O módulo de Young (módulo de elasticidade) do osso cortical mandibular foi considerado ortotrópico, e neste trabalho foram adotados para as propriedades mecânicas do osso cortical os valores propostos em Schwartz-Dabney et al. (2003)⁽²¹⁾. Para aplicação de propriedades ortotrópicas em um material usado em simulação computacional, é necessário associar estas propriedades a um sistema de coordenadas de referência. No caso do osso cortical da mandíbula, as direções principais do módulo de Young são diferentes para cada região anatômica. Para o osso medular, titânio e componentes protéticos foram adotadas propriedades isotrópicas, isto é, o valor do módulo de elasticidade independe da direção, conforme sugeridos por Sugiura et al. (2009)⁽²²⁾, Fernandez et al. (2003)⁽²³⁾ e Lovald, Wagner e Baack (2009)⁽²⁴⁾. As propriedades mecânicas adotadas neste trabalho estão apresentadas na Tabela 2. Os implantes foram considerados totalmente osseointegrados, portanto uma interface mecânica perfeita foi presumida.

Restrições e condições de carga

As forças criadas pelos músculos mastigatórios e seu posicionamento no corpo mandibular foram baseadas em estudos anteriores^(19, 26). Ambos os grupos foram simulados com uma força oblíqua de 100 N baseado em estudos pregressos^(1, 5, 14). Para isto foi aplicada uma força à 45 graus sobre a barra nas regiões do cantilever do molar do lado esquerdo (lado de trabalho) e o lado direito foi considerado como lado de balanceio^(1, 13, 14, 27).

A mandíbula foi restrita de movimentos em ambos os côndilos em todas as direções. Os movimentos completos das articulações temporomandibulares não foram necessários nesse modelo.

As cargas foram aplicadas ao modelo após a aplicação de restrições adequadas na forma de vetores de força específicos para cada músculo atuante durante a mastigação compondo, desta forma, a força total de mastigação. Em uma análise preliminar, as direções e magnitudes das forças musculares foram definidas como no estudo de Koriath, Rommily e Hannaml (1992)⁽²⁸⁾. A força resultante na restrição molar, de acordo com o caso estudado, foi obtida através da análise via MEF, e as magnitudes das forças musculares foram ajustadas para que fosse obtida uma força resultante de aproximadamente 100 N na restrição, compatível com uma força muscular. Cada força muscular é representada por três componentes, X, Y e Z. O vetor X é normal para o plano sagital com direção positiva apontando para o lado esquerdo da mandíbula. O vetor Z é normal

para o plano oclusal com direção positiva apontando superiormente. O vetor Y é ortogonal para os outros eixos (Figura 3).

Análise de Fadiga

A análise de fadiga foi realizada baseado no número de mastigações que uma pessoa exerce em um determinado tempo. Este dado foi estabelecido segundo avaliações estatísticas que simularam a mastigação de pacientes após carga cíclica continuada por 5 milhões de ciclos, ou o equivalente aproximado de 5 anos de mastigação *in vivo* ⁽²⁹⁾.

Neste trabalho, o conjunto das estruturas (componentes protéticos, implantes e barra metálica) foram avaliados quanto a sua capacidade de resistir ao carregamento dinâmico associado ao movimento cíclico da mandíbula durante a mastigação, consistindo de uma **análise de fadiga**. Para esta análise foi utilizada a ferramenta de pós-processamento do *Ansys Mechanical* versão 18.2 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), chamada *fatigue tool*.

Após a obtenção das tensões equivalentes pela análise estrutural do modelo, foi definido o tipo de carregamento cíclico nesta ferramenta. A análise de fadiga avalia tanto a resistência mecânica do material quando submetido a forças cíclicas, como também pode fornecer previsões de durabilidade de um corpo para uma determinada aplicação. É importante esclarecer que a durabilidade de um corpo é mensurada pela quantidade de ciclos que ele pode suportar, independentemente do tempo que irá durar. Ou seja, não importa quanto tempo os ciclos durem, o corpo irá falhar após ser submetido a quantidade de ciclos N que está associada à tensão alternada a qual foi submetido. O tempo que o corpo irá durar pode ser estimado pelo tempo de duração de uma determinada quantidade de ciclos.

O ciclo mastigatório foi considerado, neste trabalho, como uma onda de carga senoidal, cujo valor mínimo é nulo, correspondente ao momento em que o paciente não está exercendo força da mastigação; e o valor máximo está associado ao estado de tensões resultantes referente ao momento em que a força oblíqua de 100 N está atuando na região molar. Desta forma, o ciclo mastigatório foi modelado como um ciclo de **tensões flutuantes**.

O método tensão-número de ciclos é o mais tradicional dos métodos citados, haja vista ser o mais simples a ser implementado e o que contém mais dados experimentais de fadiga disponíveis devido à sua utilização durante um longo período de tempo. Além disso, ele representa de forma adequada as aplicações envolvendo fadiga de alto ciclo, sendo o mais frequentemente utilizado para esses casos ⁽³⁰⁾.

O diagrama S-N (tensão - número de ciclos) ou Curva de Wöhler tornou-se a forma padrão para caracterizar o comportamento dos materiais submetidos a solicitações alternadas. Neste

diagrama são plotados os dados coletados do ensaio de fadiga, e ele é utilizado para estabelecer a resistência à fadiga de um material⁽³¹⁾ (Figura 4).

Os cálculos relacionaram as tensões e deformações, às quais os componentes estudados foram submetidos, com os limites de fadiga dos seus materiais. Os limites de resistência das ligas ti-6al-4v (implantes) e cobalto-cromo adotados foram de 825 MPa e 552 MPa⁽³²⁾ respectivamente. Desta forma, foram encontrados resultados de vida útil esperada para os componentes em questão.

Desta forma, em primeira instância, pretendeu-se através dessa análise obter resultados de uma vida finita com duração maior que 5×10^6 (5 milhões) de ciclos, correspondente aos 5 anos de mastigação conforme CIBIRKA *et al.*, (2001) ⁽²⁹⁾. No entanto, um resultado ainda mais otimista seria a pretensão de se ter estruturas que não falhassem por fadiga. Para este critério, foi considerado como vida infinita uma durabilidade maior que 10^9 (1 bilhão) de ciclos, assim como definido por Kayabasi, Yuzbasioglu e Erzincanli (2006).

Neste trabalho, utilizou-se como critério de falha por fadiga a teoria de Goodman, sendo utilizada como metodologia para o cálculo da resistência à fadiga de cada componente. Através da curva de Goodman, representando uma medida do comportamento mínimo para a falha por fadiga, dos limites de resistência de cada material, dos valores das tensões alternadas e das médias do carregamento, calculadas previamente durante a análise estática, foram obtidas as resistências à fadiga S de cada componente. Por essas resistências serem obtidas através da curva de Goodman, estas são chamadas de tensões equivalentes de Goodman.

Após a obtenção das tensões equivalentes, foi utilizado o método tensão-número de ciclos (S-N) para a obtenção da durabilidade de cada componente. Este método foi utilizado por ser um dos mais indicados para casos que envolvem fadiga de alto ciclo.

Critérios de avaliação

A avaliação de todas as simulações virtuais de aplicação de carga sobre os modelos de elementos finitos foi realizada através do programa ANSYS versão 18.2 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA). Para interpretação dos dados obtidos, foram adotados os seguintes critérios de avaliação:

- Haverá falha dos implantes se a tensão for maior que 825 MPa que representa o limite de resistência dos implantes Straumann (Institut Straumann AG, Waldenberg, Switzerland, 2012)

- Tensões maiores que 76 Mpa e compressão maior do que 170 Mpa, provocará reabsorção do osso⁽¹²⁾.
- Tensão maior do que 552 Mpa (limite de escoamento)⁽³²⁾ na região da barra, ocasionará sua falha.

RESULTADOS

Análise das tensões após carga oblíqua

a) Implantes

O pico de tensão para todos os grupos se deu na região das primeiras roscas dos implantes que receberam a força de 100 N. A variação do pico de tensão foi bem semelhante para todos os grupos, exceto para o G4 que apresentou valores bem mais elevados. Na ordem crescente de tensão observou-se valores de 111,80 MPa para G10; 119,57 MPa para G8; 131,74 MPa para G6 e 273,79 Mpa para G4 (Figura 5).

b) Intermediário

O G4 foi o que apresentou menor pico de tensão, com valores de 222,8 MPa. Os grupos G6, G8 e G10, apresentaram tensão de 299,45; 267,93 e 239,61 Mpa, respectivamente. O local do intermediário que apresentou maior tensão foi na região das roscas em contato com o parafuso protético. Isso, provavelmente, deve-se ao componente horizontal da força oblíqua de 100N (Figura 6).

c) Barra metálica

Analisando a barra metálica, o G4 apresentou um pico de tensão bem mais elevado do que os demais grupos, com valor de 379,34 MPa. Os grupos restantes apresentaram picos menores e mais semelhantes entre si, com valores de 100,86; 100,46 e 100,47 MPa para os grupos G6, G8 e G10, respectivamente (Figura 7).

d) Parafuso protético

Um comportamento semelhante com a barra metálica foi observado para o parafuso protético, tendo o G4 com o maior pico de tensão, com valor de 300,39 MPa. Os demais grupos, G6, G8 e

G10, apresentaram picos de tensão semelhantes entre si, com valores de 298,45; 265,82 e 257,51 MPa, respectivamente. As tensões máximas foram observadas em áreas diferentes. Para os grupos G6, G8 e G10 a tensão máxima ocorreu no arredondamento da cabeça dos parafusos, enquanto o G4 na região das primeiras roscas (Figura 8).

e) Osso peri-implantar

Os picos de tensão se distribuíram a nível do osso cortical peri-implantar de todos os grupos na região próxima a aplicação da carga. Os picos de tensão foram diminuindo à medida que o comprimento dos implantes aumentava, porém com diferenças muito pequenas entre os grupos G6, G8 e G10, com valores de 92,84; 77,87; 68,17 MPa, respectivamente. Já o G4 teve o maior pico de tensão 143,04 MPa comparado aos demais grupos, sugerindo uma probabilidade de haver reabsorção óssea peri-implantar. Para o carregamento oblíquo, as tensões principais máxima e mínima no osso cortical nos modelos estudados evidenciou que o G4 possui uma maior tensão normal mínima (compressão) e tensão normal máxima (tração) do que os demais grupos (Figura 9 e Figura 10).

Análise de Fadiga

Antes da análise de fadiga, as tensões de Von Mises obtidas devido às cargas aplicadas foram comparadas com trabalhos anteriores para validar o modelo e garantir a segurança do modelo contra falhas ocasionadas por carregamento estático. Todas as análises de fadiga foram realizadas adotando-se como critério de vida infinita a faixa corresponde a um número maior que 10^9 ciclos.

As análises de elementos finitos conduzidas neste estudo mostraram, para as condições de carregamento testado, que toda a geometria dos grupos dos implantes e componentes protéticos terão uma vida útil que durará mais que 10^9 ciclos, ou seja, estes componentes terão vida infinita, e teoricamente não sofrerão falha por fadiga. Por outro lado, a barra metálica do G4 resistirá a $4,8415 \cdot 10^7$ (ou 48,4115 milhões) de ciclos, isso corresponde a 48,415 anos antes de falhar por fadiga.

DISCUSSÃO

Estudos com próteses implantossuportadas tem demonstrado, através da análise por elementos finitos, que forças oblíquas são mais danosas ao sistema implante/prótese, revelando uma tendência a causar altas tensões e falha por fadiga desse sistema ^(13, 27, 33-35). Diante disso, o presente estudo investigou as tensões geradas por forças oblíquas nas próteses totais fixas

implantossuportadas reabilitadas com implantes curtos em mandíbulas atroficas, sugerindo um comportamento favorável desses implantes, inclusive para implantes com 4 mm de comprimento.

Deve-se ressaltar que os resultados apresentados neste trabalho se referem às tensões geradas pela aplicação de apenas uma carga oblíqua de 100 N em uma angulação de 45° na região de *cantilever* do lado de trabalho. Alguns autores discutem que, nas extensões em *cantilever*, a carga é aumentada no componente protético e implante adjacente justificando-se simulação de carga oblíqua nesta área na presente pesquisa.^(13, 27, 33-36) Neste trabalho, utilizou-se força oblíqua (100N), com o intuito de se aproximar de uma condição natural do ciclo mastigatório, semelhante a outros estudos^(1, 5, 14). Esta força, clinicamente, está em conformidade com forças fisiológicas e, portanto, reforçam a citação feita anteriormente.

Para cada modelo simulado, a barra protética metálica, osso e parafuso protético foram construídos e simulados como corpos unitários, enquanto que o implante e o intermediário estavam justapostos. Com isso, foram desenvolvidos modelos na condição necessária para obter uma melhor representatividade dos modelos reais e que fornecesse bons resultados na análise computacional. Ao contrário de outros estudos⁽³⁷⁻³⁹⁾ que simplificaram os modelos, o que pode afetar os resultados obtidos.

No presente estudo, foram aplicadas as propriedades de Liga de Co-Cr à barra metálica, uma vez que, esse tipo de liga apresenta resultados mais satisfatórios de boa resistência a corrosão, custo reduzido e alto módulo de elasticidade favorecendo, desta forma, uma distribuição de estresse mais uniforme^(36, 39). Para a barra protética metálica foi definida a liga de Co-Cr como material, pois além de ser atualmente bastante utilizada, ela também têm demonstrado uma redução da tensão, pois o seu módulo de elasticidade mais alto permite uma melhor distribuição das tensões⁽⁴⁾. Os demais componentes protéticos receberam as propriedades de Liga de Titânio.

Em relação aos implantes, na região de molar, em todas as situações, as tensões maiores ocorreram na cervical do implante mais próximo ao *cantilever*, na região de contato com o osso cortical, conforme observado por outros autores^(36, 40, 41). Além disso apresentaram valores de tensão inferior ao limiar de 825 Mpa de resistência dos implantes, sugerindo que a força oblíqua aplicada nesse modelo não conseguiu exceder a capacidade de absorção do sistema, e consequentemente, não falhará por sobrecargas e distribuição inadequada das forças mastigatórias.

Esse estudo demonstrou ainda que o aumento do comprimento dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo, diminuiu a intensidade das tensões geradas ao nível ósseo, implante e na maioria dos componentes protéticos, para as cargas oblíquas na região de molar, com exceção do intermediário, onde a tensão diminuiu com o

aumento do comprimento, seguindo o padrão estrutural descrito na literatura por Aunmeungtong; Khongkhunthian; Rungsiyakull e Lemos et al,^(5, 14).

Em relação ao intermediário, o qual apresenta uma relação de rosqueamento com o parafuso protético, a tensão máxima ficou concentrado na região das roscas com o parafuso protético. A distribuição e o pico das tensões foram semelhantes para todos os grupos, com exceção para o grupo G4 onde o pico de tensão foi bem mais tênue em relação aos demais. Esse comportamento diferente do intermediário no G4 pode ser justificado, pelo fato que como o parafuso protético do G4 teve uma maior predominância de uma componente horizontal da força oblíqua, a tensão no intermediário se tornou menor, concentrando as maiores tensões nas primeiras roscas do parafuso protético.

As falhas mecânicas mais frequentes nas próteses sobre implantes são as folgas e fraturas do parafuso da prótese e do parafuso do intermediário⁽⁵⁾. Cabe ressaltar que neste estudo as tensões ficaram mais concentradas nas primeiras roscas do parafuso protético do G4, portanto, o que pode sugerir uma maior probabilidade, deste parafuso sofrer folgas ou fraturas. Apesar destes fatores, constatou-se neste estudo que não existiu diferença significativa na distribuição das tensões no parafuso dos demais grupos. Cabe ainda ressaltar a importância de parafusos mais robustos ao invés de parafusos mais delgados, para suportar maiores cargas, principalmente em implantes de 4mm.

Os resultados obtidos na análise da distribuição de tensão na barra protética metálica demonstram que o grupo G4 foi o que apresentou maior pico de tensão, chegando a ser mais que o triplo em relação aos outros grupos de estudo. Esse achado ocorreu devido a deformação por cisalhamento entre a barra metálica e o implante provocando um movimento rotacional mais acentuado no G4, resultando no pico de tensão na região interna do coping metálico da barra. Observou-se nos demais grupos um movimento por cisalhamento, mas sem movimento rotacional, justificando as menores tensão no G6, G8 e G10. Esses valores, entretanto, não são suficientes para haver falha no componente, pois foi bem mais aquém do valor necessário para haver fratura da barra, visto que a tensão de ruptura da liga de Co-Cr é 552 MPa⁽³²⁾.

Korioth; Johann (1999) observaram que as tensões no implante podem ser significativamente afetadas pelo formato da barra protética metálica, pelas diversas condições de carga mandibular. No presente estudo, a forma da barra selecionada para esta análise foi retangular, pois tem sido descrita como o desenho que propiciou menores tensões, em comparação a outras configurações⁽⁴²⁾. É importante salientar que a distribuição da tensão, na barra protética metálica, sofre influência do padrão oclusal desequilibrado. Sendo assim, se uma prótese fixa suportada

por implante não for bem planejada e ajustada, deixando algum contato prematuro ou interferência, a falha será quase inevitável na barra protética metálica ⁽¹³⁾.

Ao analisar os resultados para mandíbula, pôde-se observar que, para todos os modelos e região de aplicação da carga, as tensões ficaram concentradas no osso cortical. Estudos pregressos também apresentam uma predisposição em concentrar níveis mais elevados de tensão no osso cortical^(43, 44). Isso demonstra que, entre outros fatores, a característica inerente do osso cortical, que tem um maior módulo de elasticidade em comparação com o osso medular, o predispõe a maiores tensões. Quando submetida a forças oblíquas, esta cortical atua como fulcro do sistema (momento de flexão), concentrando as maiores tensões em comparação ao osso trabecular, indicando que o osso peri-implantar pode ser mais susceptível a perda óssea, de acordo com alguns estudos^(45, 46). Nos modelos estudados, a distribuição de tensões, teoricamente, esteve dentro dos limites fisiológicos de resistência da cortical óssea humana de 140 MPa a 170 MPa de compressão e 72 MPa a 76 MPa em tração⁽¹²⁾. Cabe uma ressalva que esses limites foram baseados em um estudo de osso femoral em 1996. Para o modelo G4, os níveis de tensão principal máxima e mínima no osso 125,38 MPa e 142,7 revelou uma tendência micro-deformações patológicas. Para os demais grupos, os níveis de tensão principal máxima e mínima no osso foram consistentes com a situação de compatibilidade óssea em resistir ao carregamento.

Nos modelos estudados, as simulações mostraram que, no osso cortical, houve uma maior concentração de tensão na região de contato com as primeiras roscas dos implantes. As análises apresentadas utilizaram como base a Teoria de Falha por Von Mises. Esta teoria é a mais precisa quando se estuda materiais onde se pode desprezar o efeito da fricção interna. Nos ossos, o efeito da fricção interna pode ser desprezado, já que estes apresentam um aspecto poroso e suas propriedades anisotrópicas. Desta forma, a teoria de Von Mises tem sido utilizada nos estudos de análises estruturais em ossos, e foi apresentada neste como critério de comparação dos resultados entre os diferentes modelos de implantes. No entanto, devido à fragilidade dos ossos, tensões principais máximas e mínimas também têm sido analisadas em estudos anteriores⁽³⁵⁾ com o objetivo de elucidar melhor os efeitos dos implantes na mandíbula.

Neste trabalho, o conjunto das estruturas (componentes protéticos, implantes e barra metálica) foi também avaliado quanto a sua capacidade de resistir ao carregamento dinâmico associado ao movimento cíclico da mandíbula durante a mastigação, consistindo de uma análise de fadiga. O comportamento dinâmico dos componentes protéticos investigados, assim como observado em outros estudos, apresentaram os valores máximos de tensão inferior ao rendimento máximo dos componentes. Sugerindo, portanto, que os componentes são duráveis em condições dinâmicas ⁽⁴⁷⁾.

No entanto, mesmo diante dos bons resultados apresentados pelo MEF, há limitações inerentes a essa técnica no que se refere à distribuição da tensão e devem sempre ser levadas em consideração. Dessa forma, levando em consideração todos os dados obtidos, o maior benefício observado, com relação à distribuição de tensões e fadiga dos implantes e componentes protéticos, está na possibilidade de se utilizarem implantes curtos, quando a realidade clínica não permitir implantes mais longos, como é o caso de mandíbulas atroficas. Sugere-se, ainda, que estudos clínicos, a longo prazo, sejam realizados com o intuito de avaliar o índice de soltura e afrouxamento de parafuso, tomografias computadorizadas evidenciando o nível de reabsorção óssea e conforto em reabilitações de mandíbulas edêntulas atroficas com próteses totais fixas implantossuportadas com implantes curtos a fim de proporcionar maior segurança para indicação desses.

CONCLUSÃO

Através do presente estudo in vitro, foi possível concluir que:

- A tensão quantificada nos implantes, após a aplicação de carga oblíqua de 100N, não foi capaz de gerar falha nos implantes, pois, os valores não excederam o limite de resistência de 825 MPa dos implantes.
- As tensões nos componentes protéticos (intermediário, barra metálica e parafuso protético), apresentaram valores de ordem relativamente próximos para ambos os grupos, com exceção do G4 que, na maioria das situações, apresentou resultados mais discrepantes quando comparado aos demais grupos, no entanto nenhum grupo excedeu o limite de resistência dos componentes avaliados.
- Para as condições de carregamento cíclico testado, os componentes protéticos e implantes terão vida infinita, exceto a barra metálica do G4.
- Diante da similaridade do comportamento das tensões frente às forças oblíquas e ao teste de fadiga para todos os modelos, sugere-se que os implantes curtos de até 4 mm são uma alternativa viável para casos de mandíbulas edêntulas atroficas que necessitem ser reabilitadas com próteses totais fixas implantossuportadas, e não tenham a possibilidade da instalação de implantes mais longos de acordo com o MEF.

REFERÊNCIAS

1. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013;41(3):241-9.
2. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;80:122-8.
3. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. 1989;20(7):473-80.
4. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):508-14.
5. Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J*. 2018;29(1):30-5.
6. Ferreira MB, Barao VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;35:92-9.
7. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):275-82.
8. Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):769-76.
9. Pistilli R, Barausse C, Checchi L, Felice P. Rehabilitation of the atrophic posterior mandible with short (4-mm) implants: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(5):713-8.
10. Aunmeungtong W, Khongkhunthian P, Rungsiyakull P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. *Oral Implantol (Rome)*. 2016;9(4):202-12.
11. Hamed HA, Marzook HA, Ghoneem NE, El-Anwar MI. Angulated Dental Implants in Posterior Maxilla FEA and Experimental Verification. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(2):397-401.
12. Brandão RCB, Brandão LBC. Ajuste oclusal na Ortodontia: por que, quando e como? *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008;13(3):124-56.

13. Papavasiliou G, P K, S B, DA. F. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em torno de implantes de dente único em função do suporte ósseo, tipo de prótese e carga durante a função. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):633-40.
14. Greco GD, Federal University of Minas Gerais BH, Brazil, Jansen WC, Pontifical Catholic University of Minas Gerais BH, Brazil, Landre Junior J, Pontifical Catholic University of Minas Gerais BH, Brazil, et al. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):515-20.
15. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;38:306-14.
16. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-36.
17. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dent Mater*. 2011;27(5):423-30.
18. Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *J Prosthodont Res*. 2018;62(1):24-30.
19. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, Vasconcellos RJ. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013;71(2):335-42.
20. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463-71.
21. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol*. 2003;120(3):252-77.
22. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, et al. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(11):2397-403.
23. Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech*. 2003;36(3):329-37.
24. Lovald ST, Wagner JD, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(5):973-85.

25. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(6):781-90.
26. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):391-403.
27. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos MG. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges with Regular or Short Morse Taper Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(2):372-6.
28. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol*. 1992;88(1):69-96.
29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(3):268-75.
30. Robert C. Juvinall KMM. *The Fundamentals of Machine Component Design*. 4 th ed 2006.
31. NORTON RL. *Projeto de Máquinas.:uma abordagem integrada*. 4 th ed. Porto Alegre 2013.
32. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227-34.
33. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8(6):393-405.
34. Dimililer G, Kucukkurt S, Cetiner S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent*. 2018;119(2):244-9.e6.
35. Toth A, Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Biffar R, Heinemann F. The influence of implant body and thread design of mini dental implants on the loading of surrounding bone: a finite element analysis. *Biomed Tech (Berl)*. 2017;62(4):393-405.
36. Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46(7):1312-20.

37. Jacques LB, Pegoraro LF. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada através do uso de extensômetros. 2000.
38. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54(4):179-84.
39. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent.* 2010;19(1):39-49.
40. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475-80.
41. Tashkandi EA LB, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1996; 76:[158-64 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.
42. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165-9.
43. TW K, AR J. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1999; 82(1):[67-72 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.
44. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8(5):421-33.
45. Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil.* 1995;22(12):897-903.
46. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):38-44.
47. Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segala-Torres M, Rodado-Alonso C, Mendez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(5):479-87.
48. Oguz Kayabas EY, Fehmi Erzincanlı. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* [Internet]. 2006; (37):[649–58 pp.]. Available from: <http://dx.doi.org/>.

Tabela 1: Grupos analisados na pesquisa.

GRUPO	NÚMERO DE IMPLANTES	DIÂMETRO DOS IMPLANTES (mm)	COMPRIMENTO DOS IMPLANTES (mm)
G4	04	4.1	04
G6	04	4.1	06
G8	04	4.1	08
G10	04	4.1	10

Fonte: autoria própria

Tabela 2: Propriedades mecânicas dos materiais usados no estudo.

Propriedade Material	Osso Cortical		Osso Medular	Liga de Co-Cr	Implante de Titânio
	Sínfise	Corpo			
Ex (MPa)	20.492	21.728	1.500	220.000	110.000
Ey (MPa)	12.092	12.700	1.500	220.000	110.000
Ez (MPa)	16.350	17.828	1.500	220.000	110.000
ν_{xy} (ν)	0.43	0.45	0.3	0.30	0.33
ν_{yz} (ν)	0.22	0.2	0.3	0.30	0.33
ν_{xz} (ν)	0.34	0.34	0.3	0.30	0.33
Gxy	5.317	5.533	-	-	-
Gyz	4.825	5.083	-	-	-
Gxz	6.908	7.450	-	-	-
REFERÊNCIAS	Schwartz Dabney et al, ⁽²¹⁾		Sugiura et al, ⁽²²⁾	Schwartz Dabney et al, ⁽²¹⁾	Stegarioiu et al, ^(24, 25)

Fonte: autoria própria

E= Módulo de Young (Elasticidade)

ν = Coeficiente de Poisson

G= Módulo de Cisalhamento



Figura 1- Modelos de todos os grupos: G4- Implantes de 4 mm; G6- Implantes de 6 mm; G8- Implantes de 8mm e G10- Implantes de 10 mm.

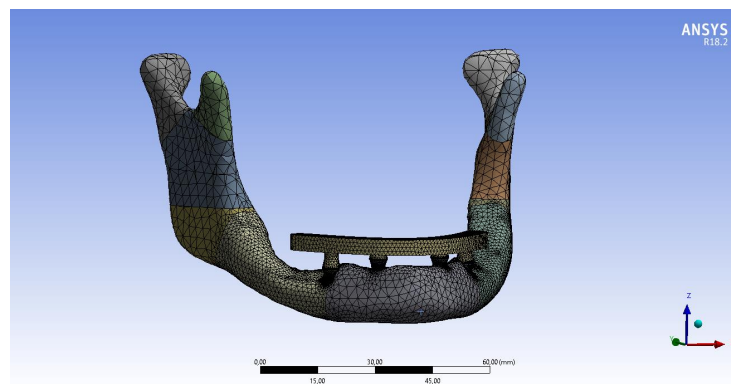


Figura 2- Malha de elementos finitos tetraédrica no modelo final.

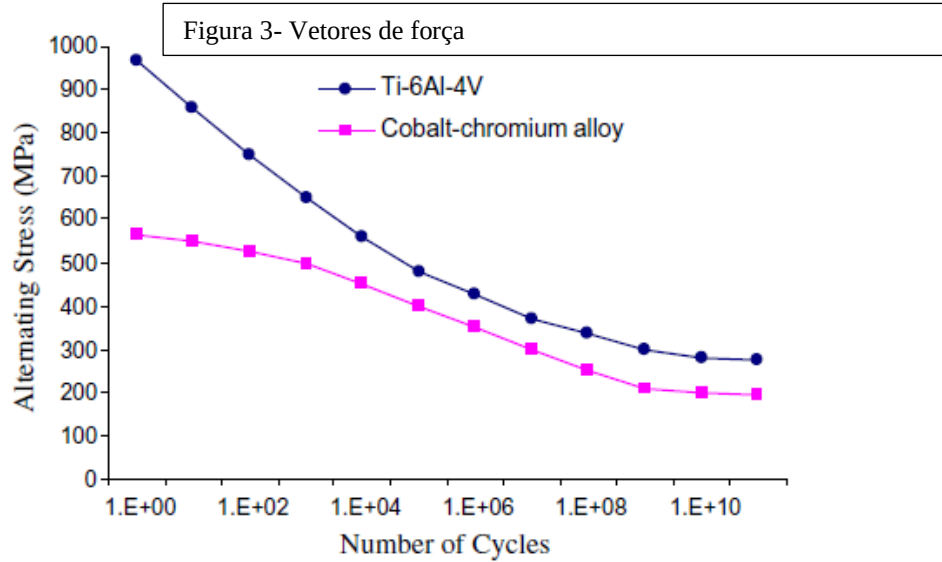
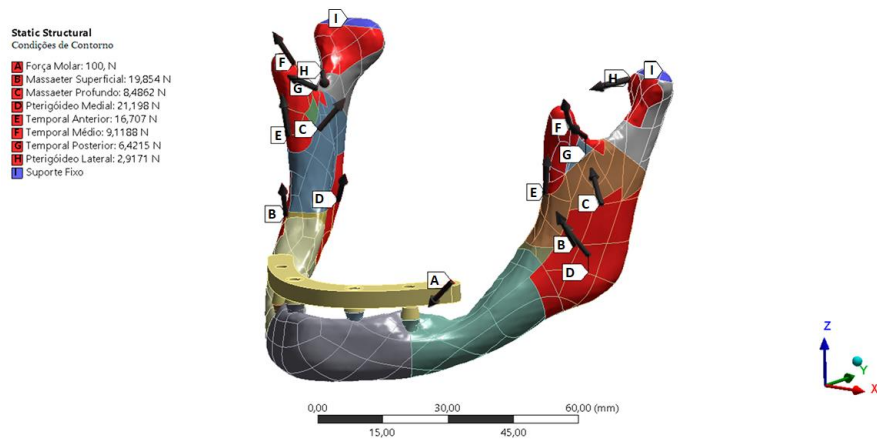


Figura 4-Curvas de fadiga (curva S-N) para materiais de liga de Ti-6Al-4V e cobalto-cromo Fonte: Kayabasi;Yuzbasioglu; Erzicanh (2006).

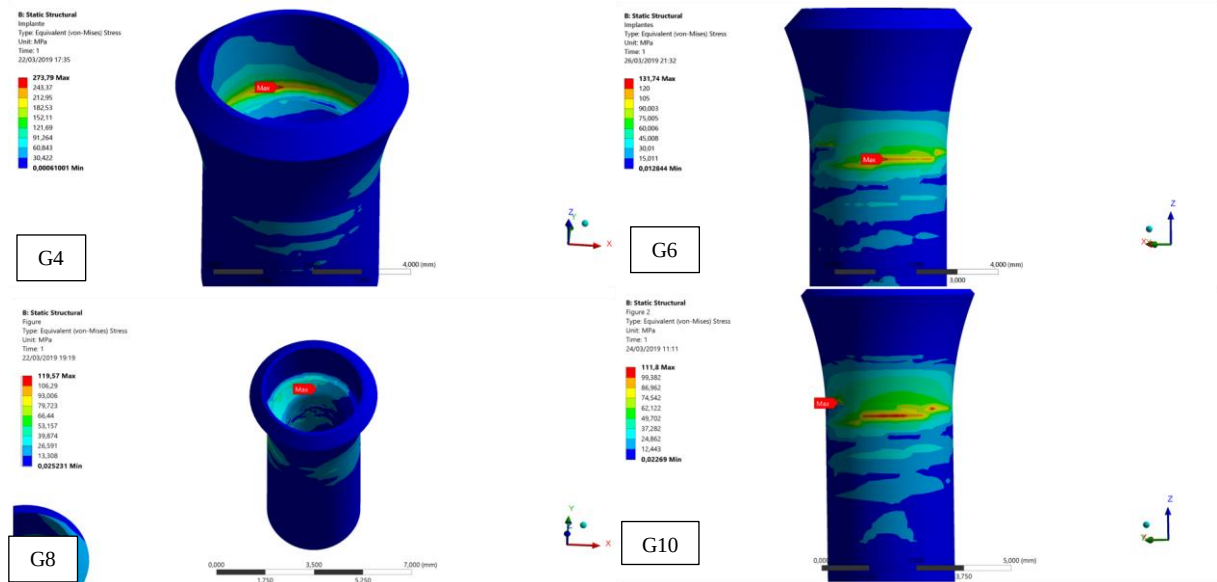


Figura 5- Tensão nos implantes de acordo com os Grupos analisados. G4 e G6 vista superior, G8 e G10 vista posterior.

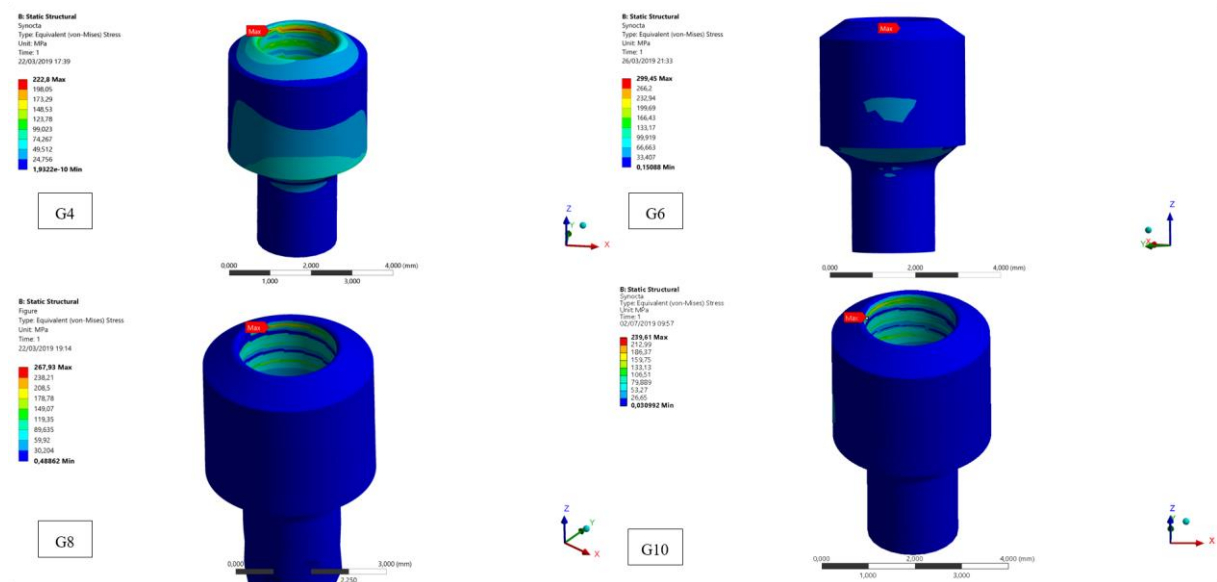


Figura 6- Pico de tensão no intermediário de acordo com o grupo analisado.

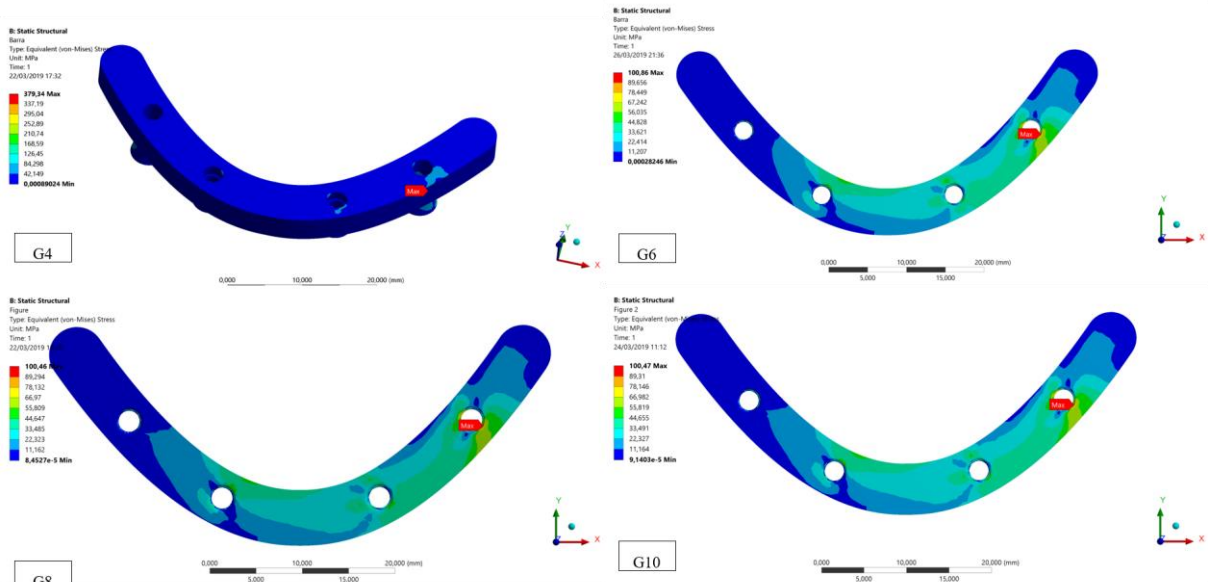


Figura 7- Tensão na barra protética metálica de acordo com o grupo analisado.

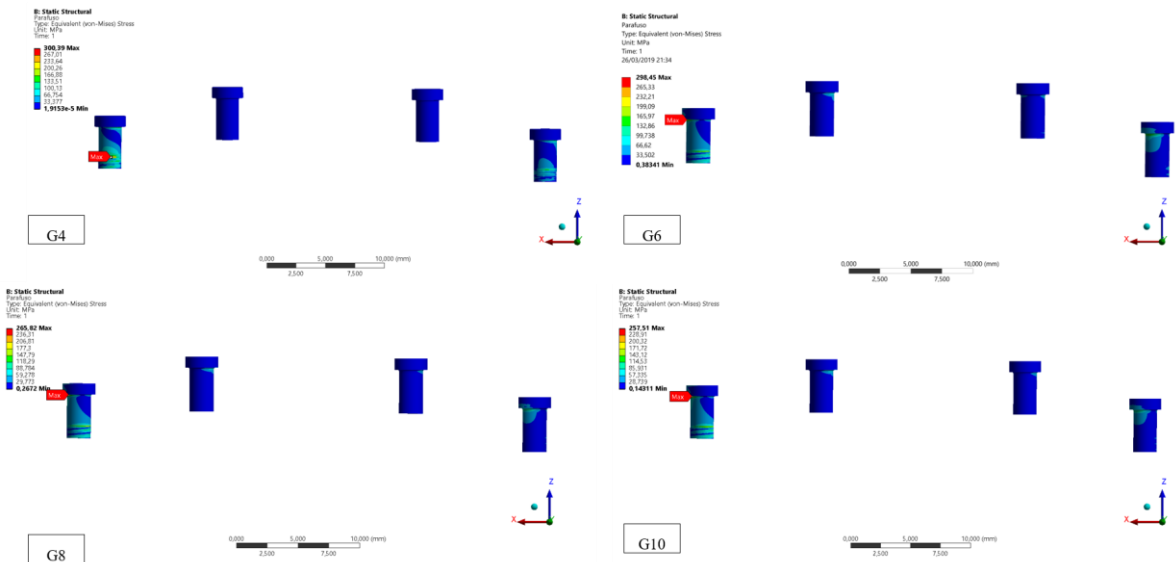


Figura 8- Tensão no parafuso protético de acordo com o grupo analisado.

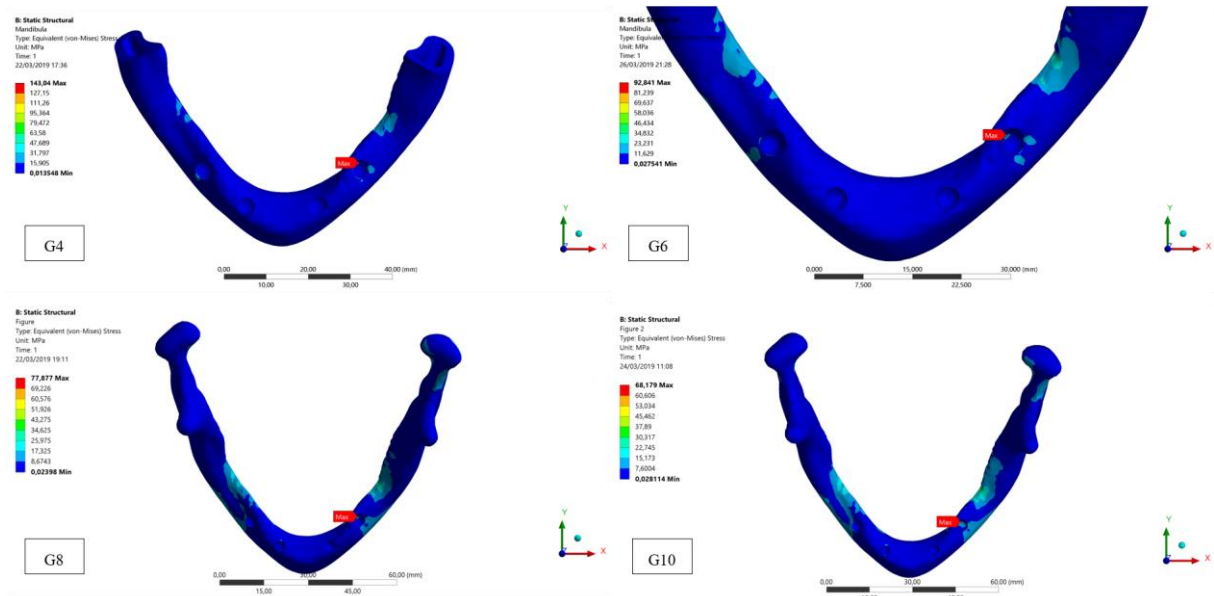


Figura 9- Tensão ao nível ósseo da mandíbula de acordo com o grupo analisado. Vista superior.

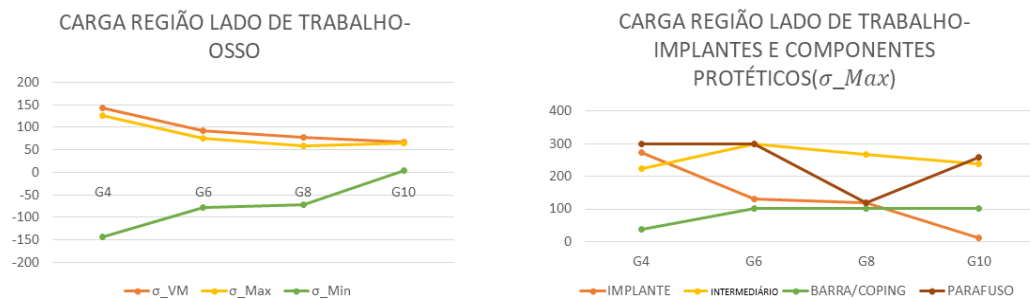


Figura 10: Tensão de Von mises (σ_{VM}), Tensão principal máxima e mínima (em Mpa) para todos os

ANEXO A- NORMAS DA REVISTA THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS

NOTICE TO CONTRIBUTORS - JOMI

Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document.

No paper version is required.

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47).

See <http://www.icmje.org>

- Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.

- Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first listed author unless otherwise

noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

•**Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.

Introduction. Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.

•**Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

•**Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations. •**Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.

•**Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such. •**Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

•**Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.

•**Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention. •**Numbers.** Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

REFERENCES

•**All references must be cited** in the text, numbered in order of appearance.

- **The reference list should** appear at the end of the article in numeric sequence.
- **Do not include unpublished data** or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- **Avoid using abstracts** as references.
- **Provide complete information** for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year followup of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69–75.

Book reference style: 1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117–128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance. •
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
 - Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
 - Note that article acceptance is pending receipt of acceptable original art.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI

Manuscript Editor (630-736-3634).

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.