

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

FERNANDA BENEVIDES VIANA DE AMORIM

AVALIAÇÃO DA TENSÃO DOS DIFERENTES
COMPRIMENTOS DOS IMPLANTES NA REABILITAÇÃO
DE MANDÍBULAS EDÊNTULAS ATRÓFICAS COM
PRÓTESE TIPO PROTOCOLO PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS

Recife

2018

FERNANDA BENEVIDES VIANA DE AMORIM

**AVALIAÇÃO DA TENSÃO DOS DIFERENTES
COMPRIMENTOS DOS IMPLANTES NA REABILITAÇÃO
DE MANDÍBULAS EDÊNTULAS ATRÓFICAS COM
PRÓTESE TIPO PROTOCOLO PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia. Área de concentração em Clínica integrada

Orientadora: Profa. Dra Bruna de C. Farias Vajgel

Co-orientador: Prof. Dr. Ramiro Brito Willmersdorf

Recife

2018

Catálogo na fonte:

Bibliotecário: Aécio Oberdam, CRB4:1895

A524a Amorim, Fernanda Benevides Viana.

Avaliação da tensão dos diferentes comprimentos dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo pelo método de elementos finitos / Fernanda Benevides Viana Amorim. – Recife: o autor, 2018.

87f. il.; 30 cm.

Orientadora: Bruna de Carvalho Farias Vajgel.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Inclui referências e anexos.

1. Análise de elementos finitos. 2. Implantes dentários. 3. Prótese dentária. I. Vajgel, Bruna de Carvalho Farias (orientadora). II. Título.

617.6 CDD (23.ed.)

UFPE (CCS 2018 - 222)

FERNANDA BENEVIDES VIANA DE AMORIM

**“AVALIAÇÃO DA TENSÃO DOS DIFERENTES COMPRIMENTOS DOS
IMPLANTES NA REABILITAÇÃO DE MANDÍBULAS EDÊNTULAS ATRÓFICAS
COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

**Defesa de Dissertação Do curso de Mestrado em Odontologia com Área de concentração
em Clínica Integrada do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de
Pernambuco**

Aprovado em: 06/02/2018

Banca Examinadora:

Profa. Dra. BRUNA DE C. FARIAS VAJGEL

(orientadora)

Universidade Federal de Pernambuco

Profa Dra ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO

Universidade Federal de Pernambuco

(Examinador interno)

Prof. Dr. RAMIRO BRITO WILLMERSDORF

(Examinador interno)

Universidade Federal de Pernambuco

Profa Dra SANDRA LÚCIA DANTAS DE MORAES

(Examinador externo)

Universidade de Pernambuco

Universidade Federal de Pernambuco

Este trabalho é dedicado à minha família. Pelo incentivo e força que sempre me deram para que eu conseguisse alcançar meus objetivos. Por terem compreendido os momentos de minha ausência. Obrigada pelo carinho, apoio e amor dedicados a mim. Amo vocês incondicionalmente.

AGRADECIMENTOS

À Professora **Bruna de Carvalho Farias Vajgel**, excelente professora, orientadora, pesquisadora, pelo exemplo de dedicação e competência à ciência, minha admiração pelo seu trabalho e eterna gratidão por todos os ensinamentos. Obrigado por dividir comigo seus conhecimentos e experiência. Serei eternamente grata!

À Professora **Renata Cimões**, obrigada pelo acolhimento, disponibilidade e apoio.

Ao Professor **Ramiro Brito Willmersdorf**, que me abriu as portas do departamento de engenharia mecânica e, como meu co-orientador, teve uma participação ímpar nesse estudo. Muito obrigada por toda atenção.

Aos meninos da **Eixo Consultoria**, **Arthur Vellozo**, **Athos Lages** e **Marcos Costa**, agradeço toda a dedicação imposta a esse trabalho.

Ao professor **André Vajgel**, pelas orientações e colaboração.

Ao professor **Alexandre Penteado**, que me orientou durante a graduação e que indiretamente me ajudou nessa conquista. Minha eterna gratidão.

As **funcionárias** da pós graduação em odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, **Oziclere**, **Tamires** e **Dona Tânia**, pela receptividade e prontidão em ajudar.

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

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

À **Universidade Federal de Pernambuco – UFPE**, pela oportunidade da realização do Mestrado. Universidade que me acolheu por esses dois anos, que me proporcionou muitas a e conquistas, e que me orgulho muito de fazer parte.

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

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar através do método de elementos finitos (MEF), a influência do comprimento dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo. Foram construídos quatro implantes do 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: 4 mm (G4), 6 mm (G6), 8 mm (G8), 10 mm (G10). Para todos os grupos foram simulados uma força oclusal estática de 100 N na região de molares e incisivos, sendo avaliada a tensão ao nível ósseo, implante, intermediário (*synocta*), barra e parafuso protético. O G10 apresentou os menores valores de tensão ao nível ósseo, implante e barra para a carga na região de molar (43,18; 82,57 e 171,25 Mpa) e para carga incisal (21,52; 39,20 e 62,08 Mpa), respectivamente. Já o G4 mostrou os maiores valores de tensões no osso, implante e barra para carga na região de molar (60,25; 120,4 e 355,19 Mpa) e para incisal (32,31; 41,73 e 199,87 Mpa), respectivamente. Na análise do *synocta* e parafuso protético, o G4 apresentou os menores valores de tensão para carga na região molar (114,54, e 61,62 Mpa) e incisal (54,92 e 45,57 Mpa), respectivamente, comparado aos outros grupos. No entanto, em ambas as condições de mastigação foram observadas a predominância da similaridade do comportamento das tensões para todos os modelos. Sugere-se, portanto, que os implantes extra-curtos de 4 mm podem ser considerados uma boa alternativa de reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Implantes dentários. Prótese dentária.

ABSTRACT

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). Four implants of the same diameter and different lengths were constructed, splined by a metallic prosthetic structure. The models were divided into 4 groups according to the lengths implants: 4 mm (G4), 6 mm (G6), 8 mm (G8), 10 mm (G10). For all groups, a static occlusal force of 100 N was simulated in the region of molars and incisors, and the tension at the bone, implant, intermediate (synocta), bar and prosthetic screw levels were evaluated. The G10 presented the lowest values of tension at the bone, implant and bar levels for the load in the molar region (43.18, 82.57 and 171.25 Mpa) and for incisal loading (21.52, 39.20 and 62 , 08 Mpa), respectively. On the other hand, G4 showed the highest stress values in the bone, implant and load bar in the molar region (60.25, 120.4 and 355.19 Mpa) and for incisal (32.31, 41.73 and 199.87 Mpa), respectively. In the analysis of the synocta and prosthetic screw, the G4 presented the lowest values of stress for load in the molar region (114.54, and 61.62 Mpa) and incisal (54.92 and 45.57 Mpa), respectively, compared to the others groups. However, in both loading conditions, the predominance of similarity of stress behavior for all models was observed. It is suggested, therefore, that extra-short implants of 4 mm can be considered as a good alternative for the rehabilitation of atrophic edentulous mandibles with full fixed implant-supported prosthesis.

Keywords: Finite element analysis. Dental implants. Dental Prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Corte axial TC exportado para INVESALIUS®, onde foi construído um volume mandibular. Fonte : Vajgel <i>et al.</i> (2013)	20
Figura 2 - Modelo mandibular exportado para o programa SOLIDWORK® em STL, observar modelo apenas com geometria de superfície (casca) sem divisão do osso cortical e medular.	20
Figura 3 - Osso cortical dividido em 11 volumes de acordo com as regiões anatômicas (propriedade anisotrópicas em cada região)	21
Figura 4- Implantes tissue level modelados em diferentes comprimentos de 10, 8, 6 e 4 mm	22
Figura 5 - Medições dos componentes: A) implante tissue level B) intermediário synocta C) coping D) parafuso protético	22
Figura 6- Modelos confeccionados 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.....	23
Figura 7 - Malha de elementos finitos tetraédrica no modelo final.	24
Figura 8 - Refinamento da malha na região: a) Implantes e componentes protéticos; b) Periimplantar; c) Barra protética.....	24
Figura 9– Vetores de força dos três eixos de direção (X,Y,Z).	26
Figura 10 - Tensões no osso ao redor do implante de acordo com os grupos analisados. Vista superior.	31
Figura 11 –. Pico de tensão no osso ao redor do implante de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.....	32
Figura 12 –Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Vista posterior	33

Figura 13- Pico de tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.	34
Figura 14 –Tensão no Synocta de acordo com os grupos analisados. Vista posterior.	35
Figura 15– Pico de tensão no <i>synocta</i> de acordo com os grupos analisados.	36
Figura 16–Tensão na barra e coping de acordo com os grupos analisados.....	37
Figura 17 –Tensão na barra protética e coping de acordo com os grupos analisados.	38
Figura 18 -Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.	39
Figura 19 – Pico de tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.	40
Figura 20 –Tensão na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista superior.....	41
Figura 21 –Tensão na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal. ..	42
Figura 22 – Pico de Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.	43
Figura 23 -Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados.....	44
Figura 24- Tensão no <i>Synocta</i> de acordo com os grupos analisados. Vista posterior.	45
Figura 25 – Pico de tensão no <i>synocta</i> de acordo com os grupos analisados.....	46
Figura 26– Tensão na barra/coping de acordo com os grupos analisados.	46
Figura 27 – Tensão na barra/coping de acordo com os grupos analisados.	47
Figura 28 – Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados. Vista Posterior	48

Figura 29 – Pico de tensão no parafuso protético incisal de acordo com os grupos analisados.	49
Figura 30 - Tensão mínima (a) e máxima (b) na mandíbula de acordo com os grupos analisados.....	50
Figura 31 - Tensão máxima(a) e mínima (b) na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista Externa.....	51
Figura 32 - Tensão de Von mises (σ_vM), Tensão principal máxima e mínima (em Mpa) ao nível ósseo para região de molares e incisal.	52
Figura 33 - Tensão de Von mises nos implantes, <i>synocta</i> , barra e parafuso protético para região de molares e incisal.....	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Propriedades mecânicas dos materiais utilizados	27
Tabela 2 - Propriedades mecânicas das regiões da mandíbula usadas no estudo.....	27
Tabela 3 - Forças musculares resultantes para mastigação dos incisivos.	28
Tabela 4 - Forças musculares resultantes do lado de balanceio para mastigação molar.	28
Tabela 5 – Forças musculares resultantes do lado de trabalho para mastigação molar.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AEF Análise de Elementos Finitos

CAD Desenho desenvolvido com auxílio do computador (Computer Aided Design)

C/I proporção coroa/implante

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	15
2	METODOLOGIA	19
2.1	Localização do estudo.....	19
2.2	Tipo de estudo.....	19
2.3	Construção dos modelos pelo MEF 3D e grupos da pesquisa.....	19
2.3.1	Construção geométrica (CAD).....	19
2.3.1.1	Construção geométrica da mandíbula.....	19
2.3.1.2	Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo	21
2.3.2	Avaliação mecânica.....	23
2.3.3	Propriedades do material e condições da interface.....	25
2.3.4	Restrições e condições de carga	25
2.4	Avaliações.....	29
3	RESULTADOS.....	30
3.1	Carga na região de molar.....	30
3.1.1	Análise das tensões à nível ósseo	30
3.1.2	Análise das tensões nos implantes.....	32
3.1.3	Análise das tensões dos componentes protéticos	34
3.1.3.1	Intermediário (synocta)	34
3.1.3.2	Barra protética e coping.....	36
3.1.3.3	Parafuso protético.....	38
3.2	Carga na região incisal.....	40
3.2.1	Análise da tensão à nível ósseo.....	40
3.2.2	Análise das tensões nos implantes.....	42
3.2.3	Análise das tensões nos componentes protéticos	42
3.2.3.1	Intermediário (Synocta).....	42
3.2.3.2	Barra protética e coping.....	43

3.2.3.3	<i>Parafuso protético.....</i>	43
3.3	<i>Análise da tensão máxima e mínima à nível ósseo.....</i>	49
3.3.1	Carga na região incisal	49
3.3.2	Carga na região de molar	50
4	ARTIGO 1	54
	AVALIAÇÃO DA TENSÃO DOS DIFERENTES COMPRIMENTOS DOS IMPLANTES NA REABILITAÇÃO DE MANDÍBULAS EDÊNTULAS ATRÓFICAS COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO- MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	54
5	DISCUSSÃO	63
6	CONCLUSÃO	69
	REFERÊNCIAS	78
	ANEXO A- NORMAS PARA PUBLICAÇÃO DO PERIÓDICO THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS.....	85

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos implantes osseointegrados veio proporcionar inúmeros benefícios para a reabilitação de pacientes edêntulos. Dessa forma, as próteses totais convencionais foram aperfeiçoadas de modo a eliminar os fatores negativos e qualificar o suporte e a estabilidade (STUKER *et al.*, 2008). A aplicação de uma prótese implanto-suportada é capaz de ter um grande impacto na qualidade de vida dos pacientes e sobre a sua performance mastigatória e fonética na resolução das limitações funcionais causadas pela perda dentária (ALLEN E MCMILLAN, 2002).

As próteses totais suportadas por implantes se dividem em dois grupos: as próteses totais fixas implanto-suportadas e as *overdentures* (próteses totais removíveis retidas por implantes) que apresentam vantagens quanto ao menor custo, necessidade de menor número de implantes, facilidade de higienização e simplicidade da técnica. As vantagens da prótese total fixa implanto-suportada do tipo protocolo, frente às *overdentures* encontram-se na maior eficiência mastigatória, menor incidência de falhas e ausência de necessidade de reembasamento (BATISTA *et al.*, 2006) e está indicada na presença suficiente de osso e de espaço interoclusal (CHEN *et al.*, 2015).

Algumas linhas de pesquisa e estudos clínicos têm sugerido que próteses fixas sobre implantes com *cantilever* podem gerar grandes quantidades de stress e tensão biomecânica, o qual pode ser prejudicial tanto para os implantes quanto para o osso circundante, como resultado da ocorrência de braços de alavanca desfavoráveis (LINDQUIST *et al.*, 1988; NAERT *et al.*, 1992; TASHKANDI *et al.*, 1996). Entretanto, a inserção de quatro a seis implantes na área interforaminal da mandíbula desdentada proporciona grande estabilidade para a implantação de prótese com um cantilever distal (CHAO *et al.*, 1995).

A maior causa dos insucessos em reabilitação oral está na falta de conhecimento sobre biomecânica, visto que o sistema prótese/implante não deve sofrer tensões excessivas, tanto nos eixos axiais quanto oblíquos, o que resultaria no fracasso do tratamento. A dentição natural apresenta ligamentos periodontais, que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas; já nos implantes, a sua união com a estrutura óssea é rígida e assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador (CHAPMAN, 1989). Altas concentrações de tensão podem afetar a integridade

estrutural dos componentes mecânicos, aumentando a taxa de afrouxamento do parafuso e fraturas, favorecidos pela rigidez intrínseca do sistema (FISCHMAN, 1990). Portanto, para evitar a condição patológica, é essencial que o desenho do implante tenha características que distribua de uma forma eficaz e uniforme toda a tensão óssea peri-implantar (ALBREKTSSON *et al.*, 1986).

O aumento do comprimento do implante diminui as tensões geradas no trabeculado ósseo, o que é de suma importância para a longevidade da reabilitação, podendo também ser benéfico para o período de osseointegração, o que sugere que quanto maior o comprimento do implante, maior a tendência de atingir a estabilidade primária (COOPER, 2012). Um estudo de revisão sistemática relata que a utilização de implantes longos foi associada com o aumento na taxa de previsibilidade e que seria uma opção mais previsível principalmente para a região mandibular (TELLEMAN *et al.*, 2011). Implantes de grande diâmetro possuem sua superfície em maior contato com o osso, e, como resultado, estes implantes têm demonstrado uma maior estabilidade inicial e distribuição eficaz da tensão o que aumenta a estabilidade protética. O aumento do comprimento pode ser benéfico principalmente para implantes de estreito diâmetro (PETRIE e WILLIAMS, 2005). No entanto, as condições para instalação de implantes longos são, por vezes, insatisfatórias devido às limitações anatômicas reabsorção óssea acentuada (KONG *et al.*, 2016).

Para esses pacientes com altura óssea insuficiente, seja por causa da reabsorção excessiva resultante da perda de dentes, ou limitações anatômicas, os implantes curtos podem ser uma alternativa bastante eficiente (KELTJENS *et al.*, 1993). Embora não exista um consenso terminológico para o comprimento do implante, recentemente o esquema de classificação sugeriu implantes longos $\geq 10\text{mm}$, curtos $> 6\text{mm}$ e $< 10\text{mm}$, e extra-curtos $\leq 6\text{mm}$ (AL-JOHANY *et al.*, 2017). Esses tipos de implantes procuram compensar o reduzido comprimento através do tratamento de superfície, número e formato de roscas, permitindo um melhor contato osso-implante. Os implantes curtos e extra-curtos apresentam inúmeras vantagens cirúrgicas quando comparados aos implantes longos, como menor risco cirúrgico de perfuração do seio maxilar, parestesia mandibular e menor necessidade de procedimentos de aumento ósseo em região posterior antes ou concomitante a instalação dos implantes em ambos os arcos (MISCH, 2005). Uma possível desvantagem biomecânica está relacionada com a proporção coroa/implante (C/I) observada nesses implantes, uma vez que uma coroa longa é capaz de funcionar como um *cantilever* vertical, potencializando forças oriundas da mastigação (JÚNIOR *et al.*, 2010). No entanto, alguns autores tem demonstrado que essa

desproporção da relação C/I não tem comprometido o resultado a curto e longo prazo da reabilitação protética desses implantes (ROKNI *et al.*, 2005; BLANES, 2009; MALCHIODI *et al.*, 2014; MANGANO *et al.*, 2016).

Uma das técnicas de avaliação utilizada para mensuração das tensões produzidas pelos implantes, osso e componentes protéticos é o método de elementos finitos (MEF). O MEF pode ser definido como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados (CAMPINAS *et al.*, 2014). O primeiro passo do MEF consiste na modelagem que, por sua vez, compreende a representação da geometria de interesse e das propriedades dos materiais no computador (GENG *et al.*, 2001). Após o desenvolvimento do modelo de estudo, o próximo passo é a utilização deste na simulação das condições necessárias para responder a questões clínicas de interesse investigadas (TAWHAI *et al.*, 2009).

Dessa forma, a análise estrutural permite a elaboração de respostas matemáticas relacionadas a grandezas físicas do modelo. As propriedades dos materiais influenciam os valores de tensão gerados em uma determinada estrutura de interesse. Estas propriedades podem ser classificadas e, por sua vez, modeladas pelo MEF como isotrópicas, anisotrópicas, entre outras. Em um material isotrópico, as propriedades são as mesmas em todas as direções. Em contraste, em um material anisotrópico, as propriedades são diferentes em direções distintas. A maioria dos estudos considera os materiais utilizados como homogêneos lineares e isotrópicos, sendo caracterizados por duas constantes, a saber, o módulo de Young e o coeficiente de Poisson. O coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial, e o módulo de Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material (LOTTI. *et al.*, 2006; WAKABAYASHI *et al.*, 2008).

Na odontologia, MEF tem sido utilizado em diversos estudos para verificar a magnitude e distribuição de tensões sobre dentes suporte em próteses com extensão distal, ao redor de dentes que possuem núcleos metálicos, dentes com diferentes tipos de suporte periodontal em casos de prótese fixas, em dentaduras mandibulares convencionais e em implantes como suporte posterior para extensão distal (AKCA e IPLIKCIOGLU, 2002). O MEF tem sido considerado uma abordagem precisa e adequada para investigar distribuição de

tensões e deformações nos ossos e oferece muitas vantagens sobre outros métodos para simular a complexidade de situações (TEPPER *et al.*, 2002).

Diante da inexistência de estudos avaliativos que comparem a tensão gerada nos implantes, ao nível ósseo e nos componentes protéticos, o presente estudo teve por objetivo comparar, por meio de uma análise 3D de elementos finitos, a influência do comprimento dos implantes na reabilitação com prótese tipo protocolo em mandíbulas edêntulas atroficas.

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 dos modelos pelo MEF 3D e grupos da pesquisa

Um modelo de elementos finitos foi construído com quatro implantes do mesmo diâmetro e diferentes comprimentos, esplintados por uma estrutura protética em material metálico (Co-Cr) com 4 mm de altura e 6 mm de largura e 10 mm de *cantilever* distal. Todos os implantes foram posicionados verticalmente e bem distribuídos na região interforaminal, pelo menos 6 mm mesial aos forames mentuais. Os modelos foram divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes: 4 mm (G4), 6 mm (G6), 8 mm (G8), 10 mm (G10) (quadro 01).

GRUPOS	NÚMERO DE IMPLANTES	DIAMETRO (mm)	COMPRIMENTO (mm)
G4	04	4,1	4
G6	04	4,1	6
G8	04	4,1	8
G10	04	4,1	10

Quadro 01 - Grupo da pesquisa

2.3.1 Construção geométrica (CAD)

2.3.1.1 Construção geométrica da mandíbula

Um modelo de elementos finitos de uma mandíbula humana foi cedido por de VAJGEL *et al.* (2013) e adaptado para as necessidades da presente pesquisa. Cortes tomográficos axiais com espessura mínima de 0,25 mm foram obtidos de uma mandíbula atrófica a partir de uma paciente não identificada do sexo feminino de 65 anos do banco de dados de imagens cedido pela clínica radiológica Radioface localizada na cidade do Recife.

As imagens tomográficas foram adquiridas em um tomógrafo de feixe cônico i-Cat® (Kavo, Joinville, SC) e estas foram salvas pelo aparelho e convertidas em um formato padrão denominado DICOM, as quais foram exportadas para um programa de visualização e 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) (figura 01). O modelo de mandíbula sólido foi construído e salvo como um arquivo STL para análise MEF (figura 02).

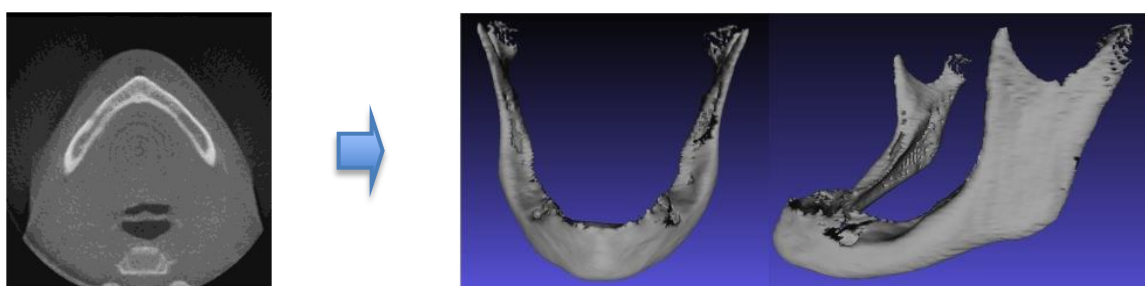


Figura 1- Corte axial TC exportado para INVESALIUS®, onde foi construído um volume mandibular.

Fonte : Vajgel *et al.* (2013)

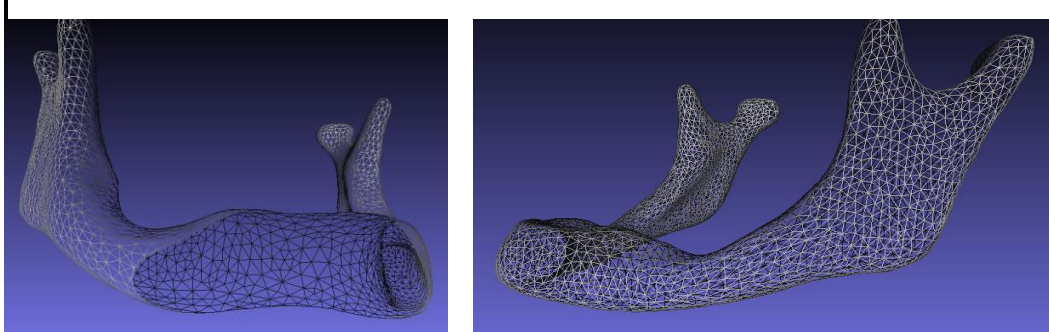


Figura 2 - Modelo mandibular exportado para o programa SOLIDWORK® em STL, observar modelo apenas com geometria de superfície (casca) sem divisão do osso cortical e medular.

Fonte : Vajgel *et al.* (2013)

O arquivo STL foi exportado para o programa SolidWorks (versão 2016; Concord, MA, EUA), que é um programa para projetos assistidos por computador com capacidade 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), 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 cêndilo) e para o osso medular foi criado um único volume (VAJGEL *et al.*, 2013) (figura 03).

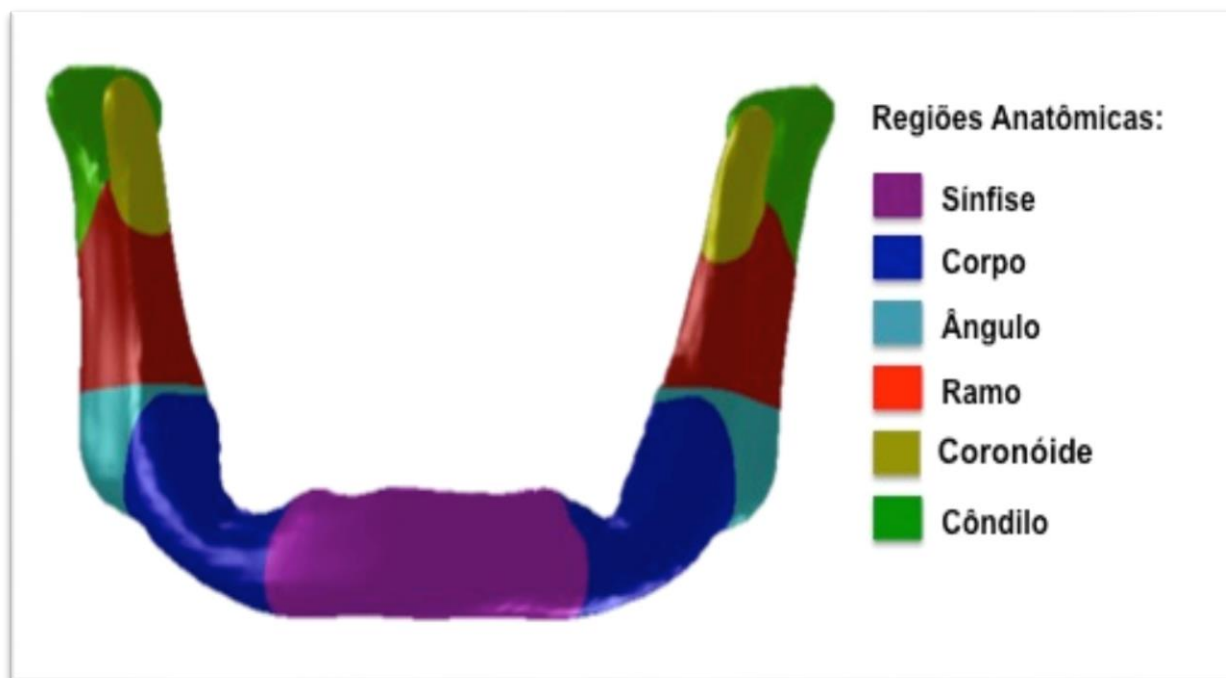


Figura 3 - Osso cortical dividido em 11 volumes de acordo com as regiões anatômicas (propriedade anisotrópicas em cada região)

2.3.1.2 Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo

Implantes Tissue Level® (Straumann, Basileia, Suíça) com diâmetro de 4,1 mm, e comprimentos de 4 mm, 6 mm, 8 mm e 10 mm, em forma de parafuso, e componentes protéticos 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 2016 (versão 2016; Concord, MA, EUA) (figura 04). Em todos os modelos, os implantes foram colocados no centro da crista inferior a 9,20 mm e 19,20 mm de distância da linha mediana em ambos os lados da mandíbula devido às limitações anatômicas. Antes de modelar foi necessária a medição de cada componente. Para esta aferição foi utilizado um paquímetro manual, na qual cada medida determinada foi aferida através de 10 repetições das medições. As medições não foram feitas de forma sequencial para evitar vícios de medição, para obtenção das medidas aceitáveis (figura 05).



Figura 4- Implantes tissue level modelados em diferentes comprimentos de 10, 8, 6 e 4 mm



Figura 5 - Medições dos componentes: A) implante tissue level B) intermediário synocta C) coping D) parafuso protético

Os sistemas de fixação da estrutura da prótese tipo protocolo foram feitos com o mesmo software CAD. Foram criadas malhas de elementos finitos com elementos 3D tetrádricos de quatro nós. A malha refinada foi gerada na região de maior interesse para o

estudo a fim de reproduzir fielmente a distribuição das tensões geradas no implante, componentes protéticos, prótese e osso peri-implantar (figura 06).

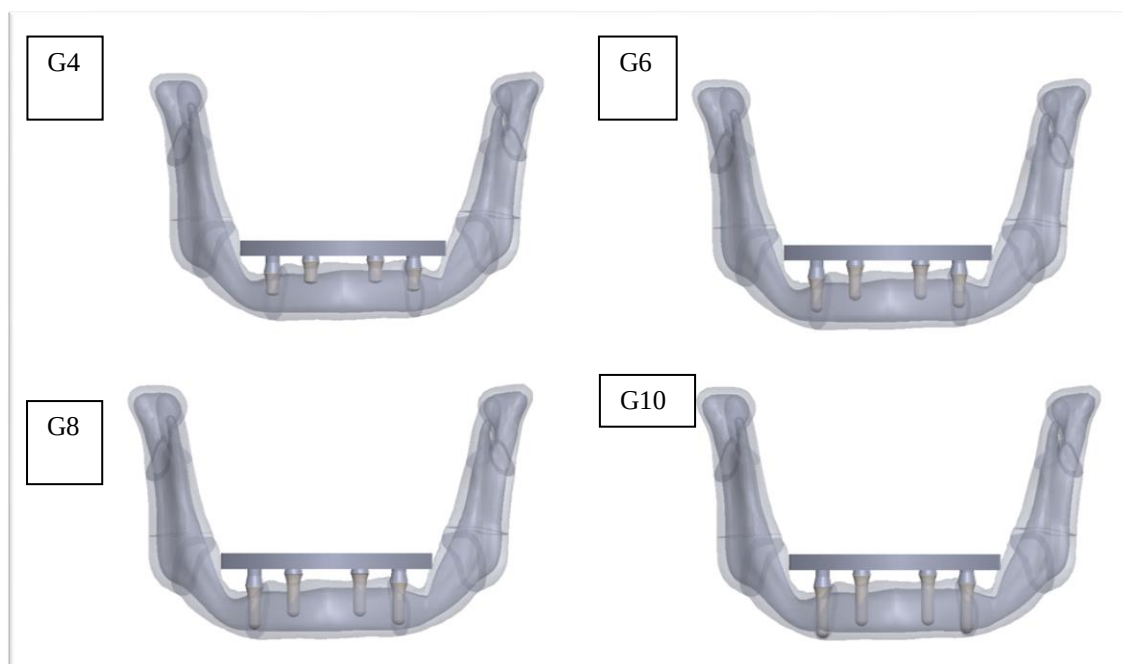


Figura 6- Modelos confeccionados de todos os grupos: G4 - Implantes de 4 mm; G6 - Implantes de 6 mm; G8 - Implantes de 8 mm e G10 - Implantes de 10 mm.

2.3.2 Avaliação mecânica

As simulações virtuais de aplicação de carga sobre os modelos de elementos finitos foram realizadas através do programa ANSYS versão 10.0 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco. As tensões equivalentes de Von Mises (MPa) nos implantes, ao nível ósseo dos implantes, nos componentes protéticos e na estrutura metálica foram calculados tabulados e analisados usando esse mesmo software. Todos os cálculos foram realizados em todos os grupos.

Neste programa, foram geradas, nas regiões sólidas criadas anteriormente para representar o osso cortical, medular, implantes e componentes protéticos, malhas de elementos finitos tetraédricas, empregando um controle de densidade de malha baseado em curvatura (figura 07). Nas áreas de maior interesse para este estudo (osso perimplantar, implantes e componentes protéticos), foi aplicado um controle de malha a fim de refinar a mesma para obter maior acurácia dos resultados (figura 08). A malha dos modelos de 6, 8 e 10 mm consistiu de aproximadamente 650.000 nós e de 350.000 elementos. A malha do modelo de 4 mm consistiu de 924.943 nós e 617.425 elementos pois o passo de rosca do

implante de 4 mm é menor do que os demais e como o tamanho dos elementos da malha no local é $\frac{1}{4}$ do passo de rosca, a malha no G4 se torna mais refinada.

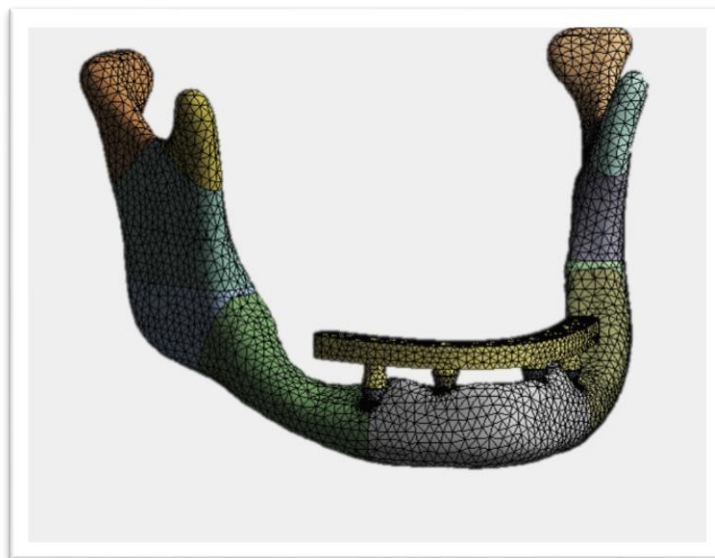


Figura 7 - Malha de elementos finitos tetraédrica no modelo final.

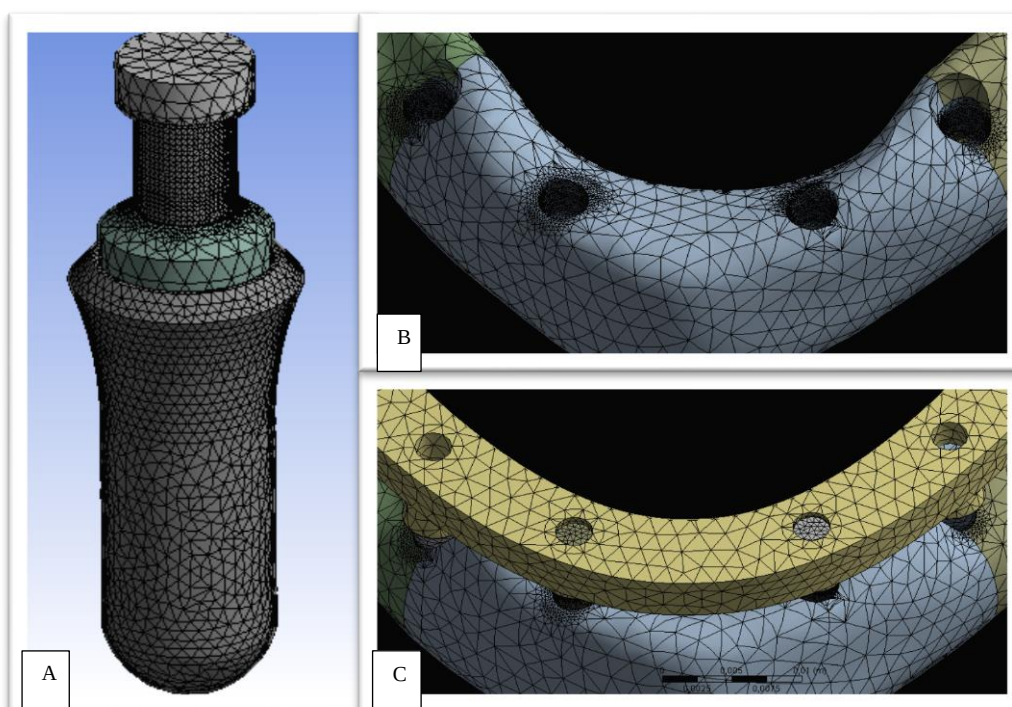


Figura 8 - Refinamento da malha na região: a) Implantes e componentes protéticos; b) Periimplantar; c) Barra protética.

A partir daí, como descrito nos tópicos a seguir, foram fornecidos ao *software* valores numéricos referentes às propriedades físicas dos sólidos mandibulares, implantes e

componentes protéticos, assim como das cargas mastigatórias e restrições de movimento. Frente a estes dados iniciaram-se as simulações computacionais para obtenção dos resultados finais.

2.3.3 Propriedades do material e condições da interface

O módulo de Young (módulo de elasticidade) do osso cortical mandibular foi considerado anisotrópico, e neste trabalho foi adotado para as propriedades mecânicas do osso cortical os valores propostos em Schwartz-Dabney e Dechow (2003). Para aplicação de propriedades anisotrópicas 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, havendo, portanto, a necessidade da definição de um sistema de coordenadas local para cada região anatômica. Estes sistemas locais foram definidos de forma consistente com as propriedades mecânicas fornecidas em Schwartz-dabney e Dechow, 2003; Cruz *et al.*, 2009; Vajgel *et al.*, (2013). Para o osso medular, titânio, prótese e componentes protéticos foram adotados propriedades isotrópicas, isto é, o valor do módulo de elasticidade independe da direção (SUGIURA *et al.*, 2009), (FERNANDEZ *et al.*, 2003), (LOVALD *et al.*, 2009). As propriedades mecânicas adotadas neste trabalho estão apresentadas na tabela 01 e 02. Os implantes foram considerados totalmente osseointegrados, portanto uma interface mecânica perfeita foi presumida.

2.3.4 Restrições e condições de carga

As forças criadas pelos músculos mastigatórios e seu posicionamento no corpo mandibular foram baseadas em estudos anteriores (CRUZ *et al.*, 2003, 2006, 2009, VAJGEL *et al.* 2013). Todos os grupos foram simulados com uma força oclusal estática de 100N (BARAO *et al.*, 2008; BARAO *et al.*, 2009; BARAO *et al.*, 2013) aplicada nas regiões de molar no lado esquerdo (lado de trabalho) e incisivos inferiores. O lado direito foi considerado como lado de balanceio. Cada força de mastigação foi simulada pela restrição da mandíbula ao deslocamento no sentido vertical em uma pequena região de contato da oclusão (incisivo e molar esquerdo). Estas restrições agem perpendicularmente ao plano oclusal (eixo Z), permitindo liberdade de deslocamento no plano horizontal. A mandíbula foi restrita de movimentos em ambos os côndilos em todas as direções. Os movimentos complexos das articulações temporomandibulares não são necessários nesse modelo devido aos côndilos estarem centrados na fossa mandibular durante a mastigação. O movimento causado pela

mordida na região mais solicitada da prótese e dos implantes, e não os movimentos cíclicos da mandíbula durante a mastigação foi o principal interesse da análise estrutural via MEF.

Após a aplicação de restrições ao movimento, cargas foram aplicadas ao modelo, na forma de vetores de força específica 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). A força resultante nas restrições molar e incisal, de acordo com o caso estudado, foram obtidas 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. As forças musculares empregadas nos estudos com mordida na região incisal estão mostradas na tabela 03, enquanto que as forças empregadas para estudos com mordidas na região molar estão mostradas na tabela 04 e 05. Cada força muscular é apresentada na tabela nas 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 09).

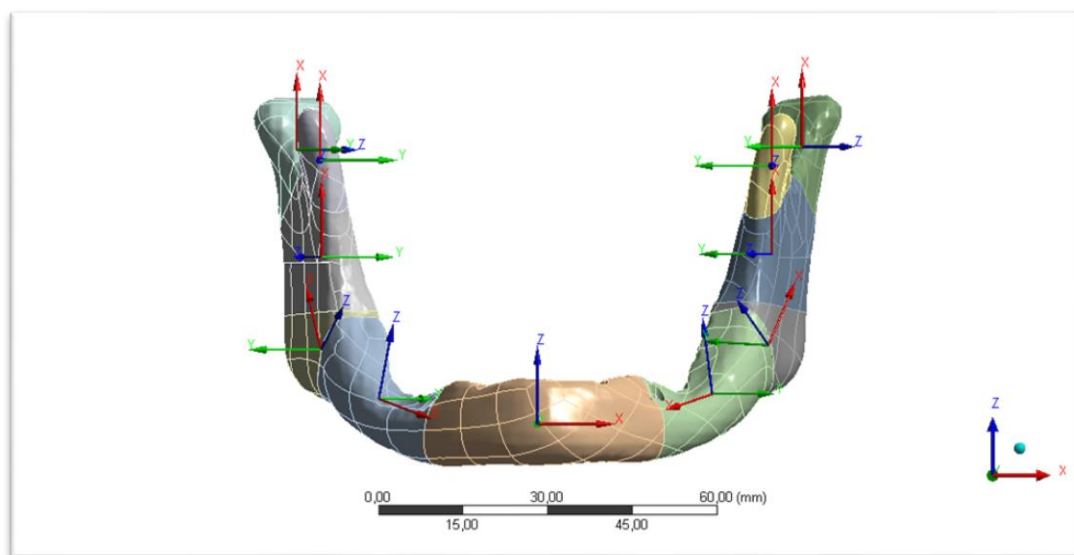


Figura 9– Vetores de força dos três eixos de direção (X,Y,Z).

Tabela 1- Propriedades mecânicas dos materiais utilizados

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
TITÂNIO	110,000	0,33	(Barbier <i>et al.</i> , 1998; Iplikcioglu e Akca, 2002; Cruz <i>et al.</i> , 2009; Arat Bilhan <i>et al.</i> , 2015)
LIGA DE CO-Cr	220,000	0,30	(Kong <i>et al.</i> , 2016)

Tabela 2 - Propriedades mecânicas das regiões da mandíbula usadas no estudo.

Propriedade Material	Osso Cortical						Osso Medular	Referências
	Sínfise	Corpo	Ângulo	Ramo	Côndilo	Coronóide		
Ex	20.492	21.728	23.793	24.607	23.500	28.000	1.500	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
Ey	12.092	12.700	12.757	12.971	12.650	14.000	1.500	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
Ez	16.350	17.828	19.014	18.357	17.850	17.500	1.500	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
√xy	0,43	0,45	0,41	0,38	0,32	0,28	0,3	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
√yz	0,22	0,2	0,22	0,23	0,25	0,28	0,3	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
√xz	0,34	0,34	0,3	0,28	0,24	0,23	0,3	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
Gxy	5.317	5.533	5.493	5.386	5.500	5.750	-	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
Gyz	4.825	5.083	4.986	5.014	5.150	5.300	-	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)
Gxz	6.908	7.450	7.579	7.407	7.150	7.150	-	(Vajgel <i>et al.</i> , 2013)

E= Módulo de Young (Elasticidade)

√= Coeficiente de Poisson (Deformação)

G= Módulo de Cisalhamento

Tabela 3 - Forças musculares resultantes para mastigação dos incisivos.

Músculo	Força Resultante		
	X	Y	Z
Masseter superficial	-8,37482	-16,7496	35,49327
Masseter profundo	-6,52093	4,268246	9,010742
Pterigóideo medial	35,20944	-26,5867	56,76624
Temporal anterior	0,98802	-0,26347	6,520932
Temporal médio	-0,34251	0,77844	1,307779
Temporal posterior	-0,32694	1,338917	0,7317336
pterigóideo lateral inf.	15,84425	-19,1137	-4,27543

Tabela 4 - Forças musculares resultantes do lado de balanceio para mastigação molar.

Músculo	Força Resultante – Direito/Lado Balanceio		
	X	Y	Z
Masseter superficial	5,68381	-11,3676	24,08853
Masseter profundo	6,389196	4,182019	8,828707
Pterigóideo medial	-12,1473	-9,17242	19,58435
Temporal anterior	-3,25148	-0,86706	21,45979
Temporal médio	3,346094	7,60476	12,776
Temporal posterior	1,534126	6,28261	3,433519
Pterigóideo lateral inferior	-6,4886	-7,82751	-1,75089

Tabela 5 – Forças musculares resultantes do lado de trabalho para mastigação molar.

Músculo	Força Resultante – Esquerdo/Lado Trabalho		
	X	Y	Z
Masseter superficial	-6,81554	-13,6311	28,88491
Masseter profundo	-7,64069	5,001178	10,55804
Pterigóideo medial	17,07658	-12,8946	27,53163
Temporal anterior	4,113756	-1,097	27,15079
Temporal médio	-3,2934	7,485	12,5748
Temporal posterior	-2,21316	9,063437	4,9532736
Pterigóideo lateral inferior	3,017952	-3,6407	-0,81437

2.4 Avaliações

A distribuição das tensões no MEF é apresentada em valores numéricos e codificação de cores. O valor máximo e mínimo de Von Mises é denotado pelas cores vermelho e azul, respectivamente. Os valores intermediários são representados por verde azulado, verde, amarelo esverdeado e vermelho amarelado na ordem ascendente de stress e distribuição.

Através dos ensaios mecânicos acima descritos, a presente pesquisa avaliou as tensões geradas por diferentes comprimentos de implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo, nos seguintes aspectos:

- Quantificou a tensão nos implantes após aplicação de carga. A tensão de Von Mises indica se haveria falha como fratura do implante. O limite de resistência dos implantes tissue level é 825 Mpa, portanto tensões maiores que estas refletiriam em falha do implante.
- Mensurou a tensão e deformação compressivas sobre o osso ao redor dos implantes durante a mastigação. Uma tensão maior que 133 Mpa e compressão maior do que 193 Mpa (REILLY e BURSTEIN, 1975), provocaria reabsorção do osso e consequente perda do implante.
- Quantificou a tensão sobre os componentes protéticos e da estrutura metálica da prótese após a aplicação de carga. Deformações maiores do que 552 Mpa (tensão na ruptura) (SEVIMAY *et al.*, 2005), sugere fratura da estrutura metálica e componentes protéticos, e tensão maior ou igual a 830 Mpa (BORCHERS e REICHART, 1983) sugere falha dos componentes protéticos.

3 RESULTADOS

Para uma melhor comparação, os resultados serão descritos em relação à região de carga aplicada: molar e incisivo.

3.1 Carga na região de molar

3.1.1 Análise das tensões à nível ósseo

Os valores de tensão (em Mpa) de todos os grupos estão representados nas figuras 10 e 11. Foi observado, conforme o esperado, que o maior pico de tensão ficou concentrado na região perimplantar dos molares do lado esquerdo onde foi aplicada a força de 100 N. O grupo G10 apresentou a menor tensão máxima de Von Mises de 43,18 Mpa, seguido do G8, G4 e G6 com valores de 45; 60,25 e 56,72 Mpa, respectivamente.

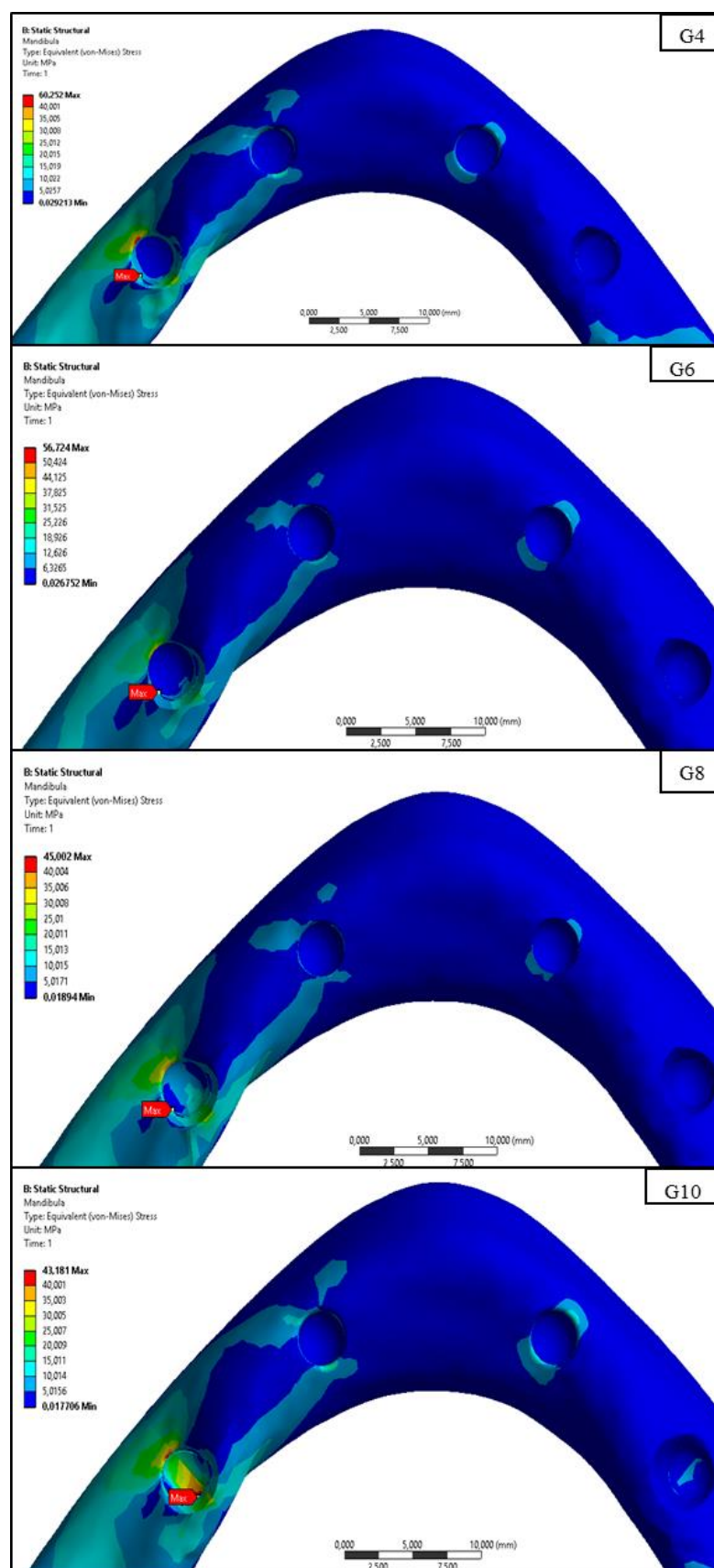


Figura 10 – Tensões no osso ao redor do implante de acordo com os grupos analisados. Vista superior.

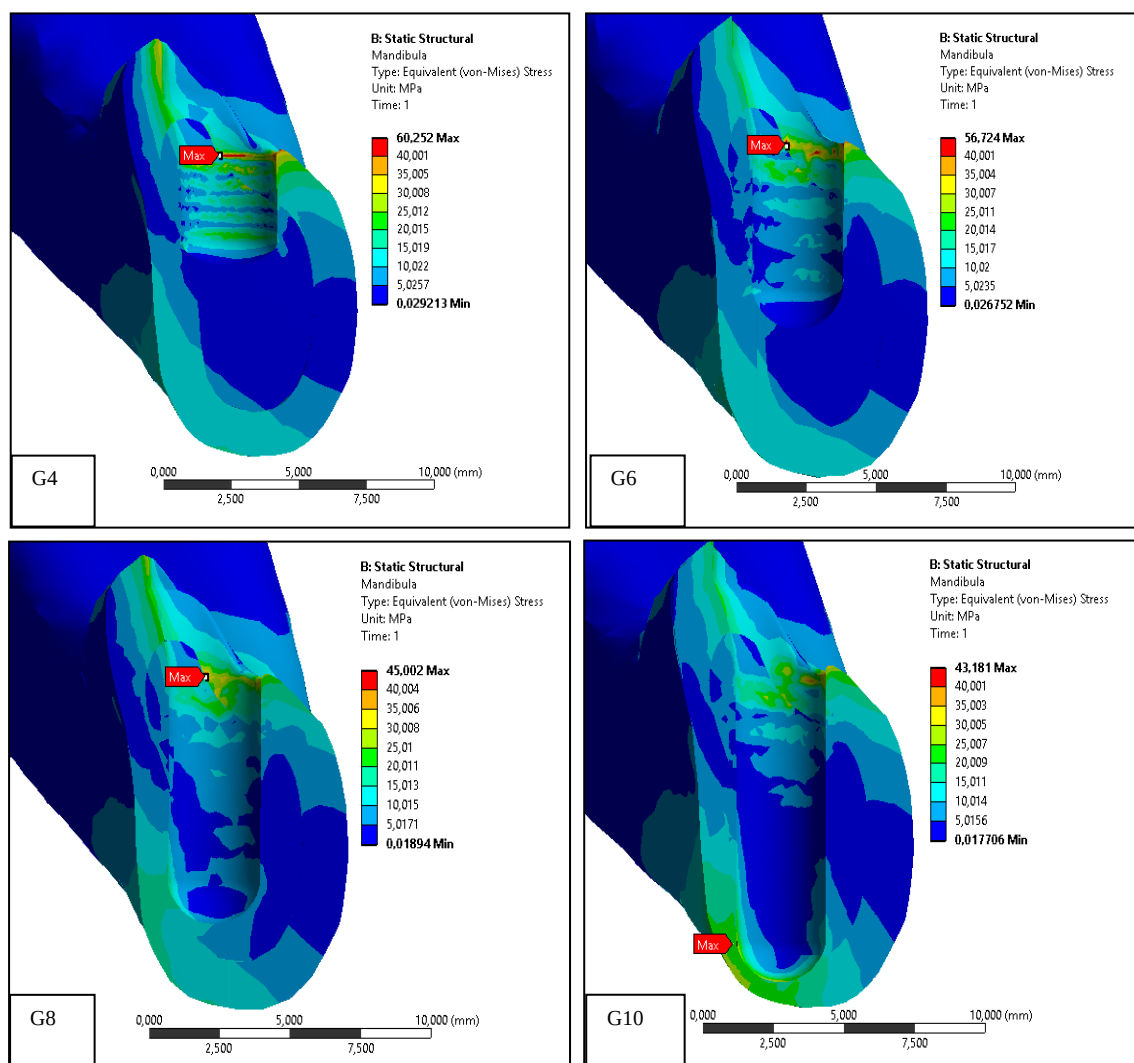


Figura 11 – Pico de tensão no osso ao redor do implante de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.

3.1.2 Análise das tensões nos implantes

Para todos os grupos, foram encontrados maiores concentrações de tensão na região posterior esquerda do implante. O G10 apresentou valores de tensão mais tênue, com 82,57 Mpa, seguido do grupo G8 com 90,16 Mpa e grupo G6 com 111,09 Mpa. O grupo G4 foi o que apresentou valor de tensão mais elevado, 120,40 Mpa. Para todos os modelos, as tensões máximas foram encontradas na região lingual no terço cervical do implante (figura 12 e 13).

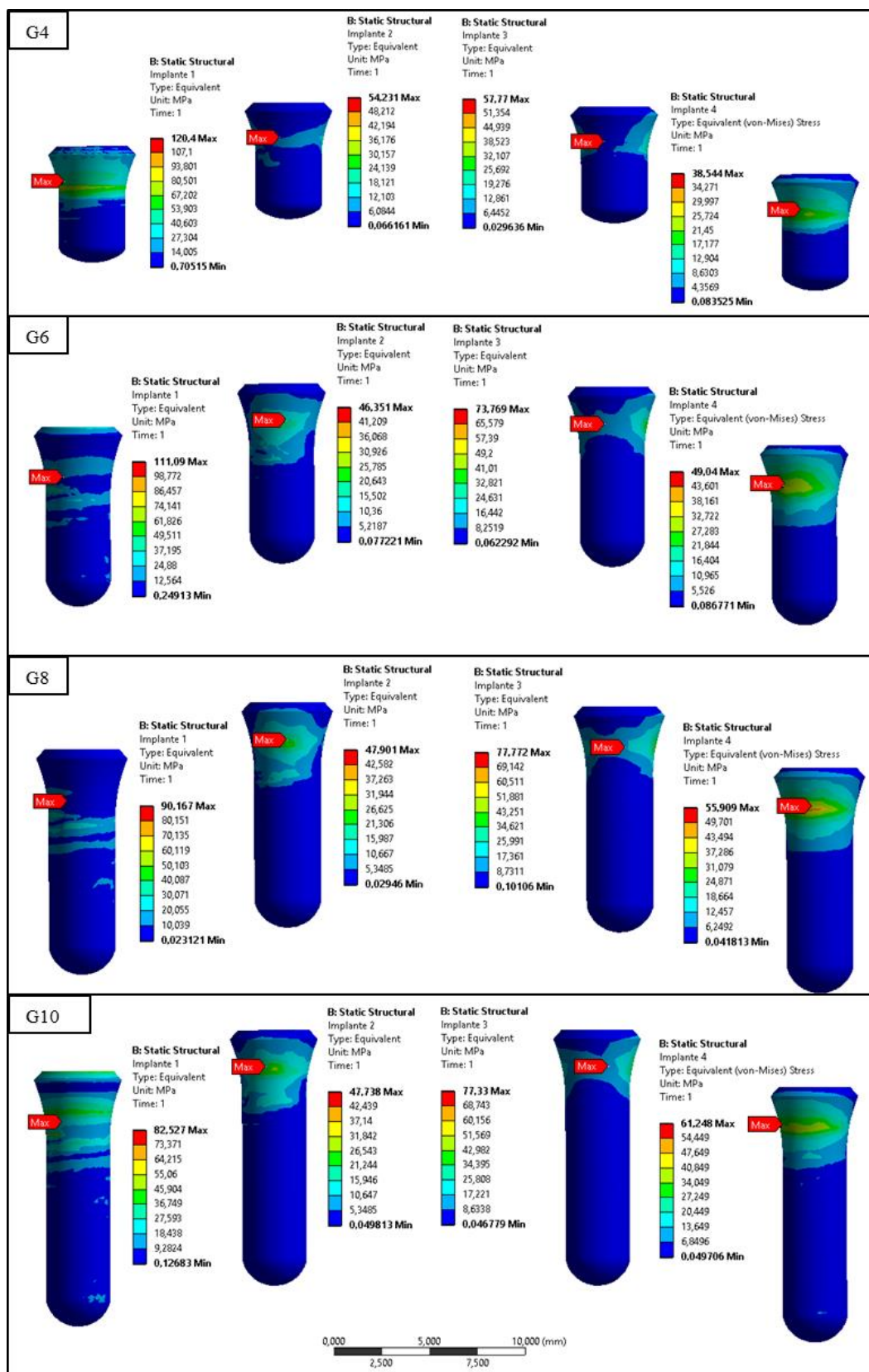


Figura 12 – Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Vista posterior

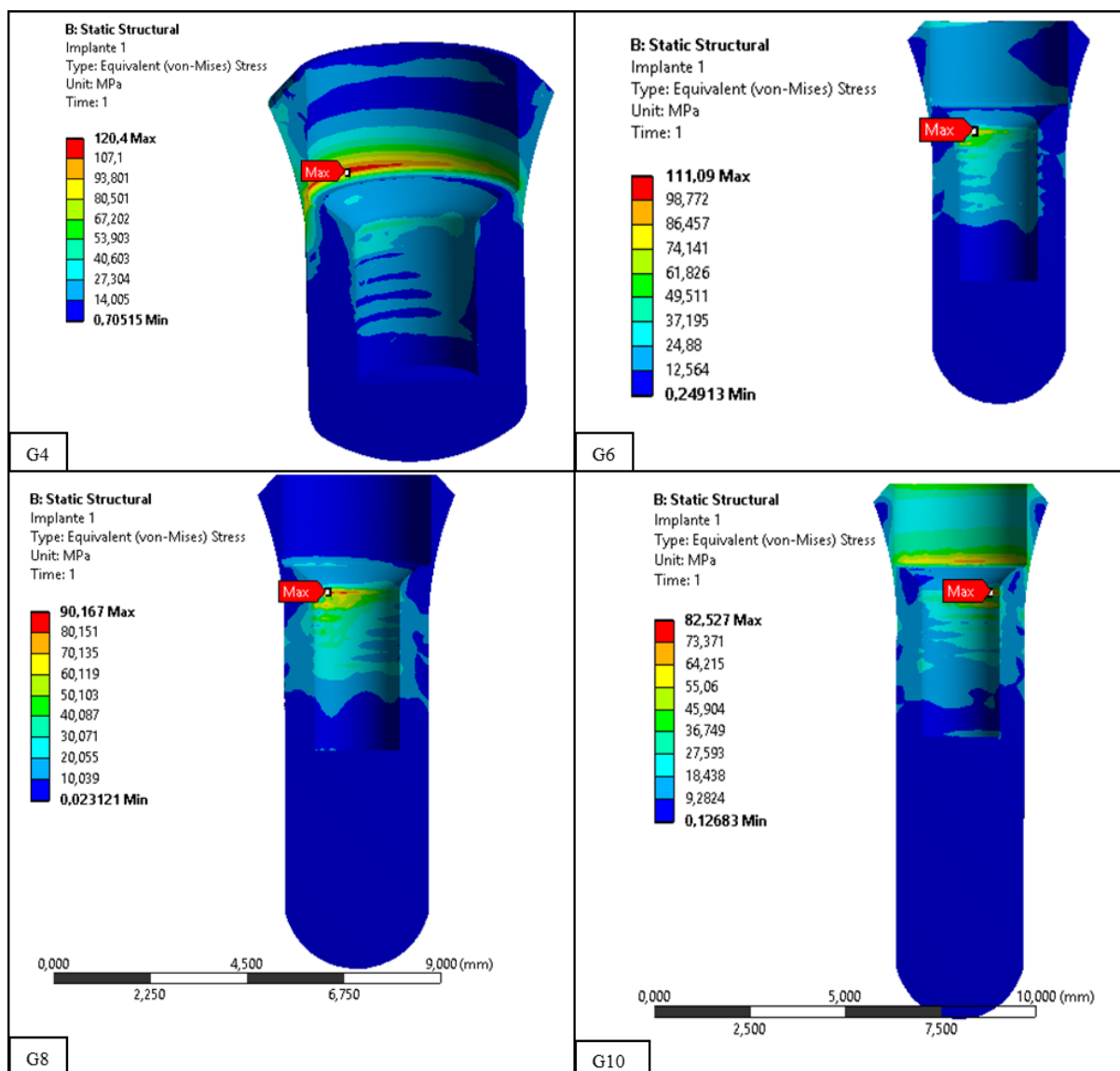


Figura 13- Pico de tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.

3.1.3 Análise das tensões dos componentes protéticos

3.1.3.1 Intermediário (*synocta*)

Os grupos G6, G8 e G10 tiveram picos de tensões bem semelhantes, apresentando valores de 252,98; 228,05 e 217,90Mpa, respectivamente. Já para o G4 a tensão máxima de Von Mises no *Synocta* foi a mais tênue, com 114,54 Mpa (figuras 14 e 15).

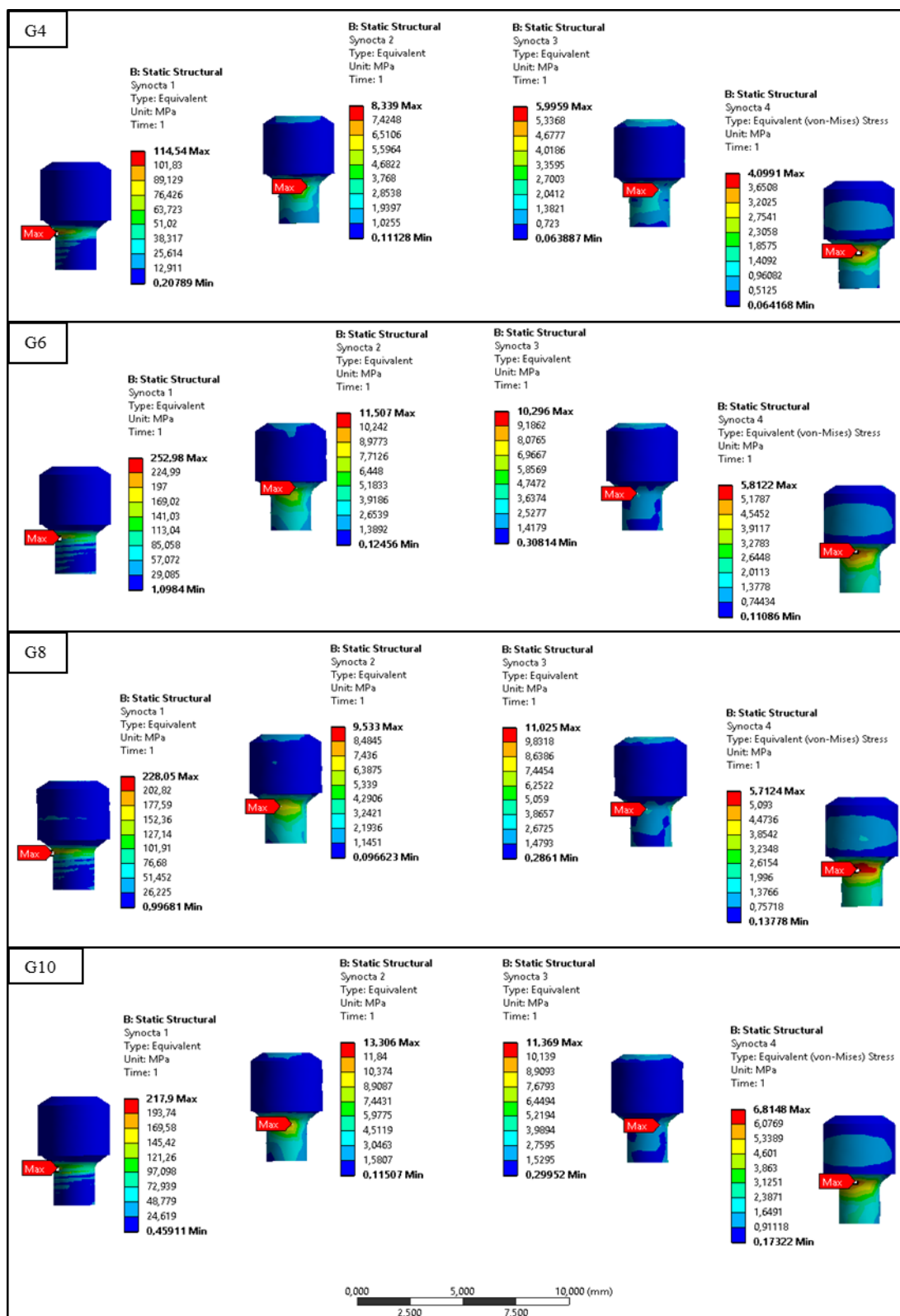


Figura 14 – Tensão no Synocta de acordo com os grupos analisados. Vista posterior.

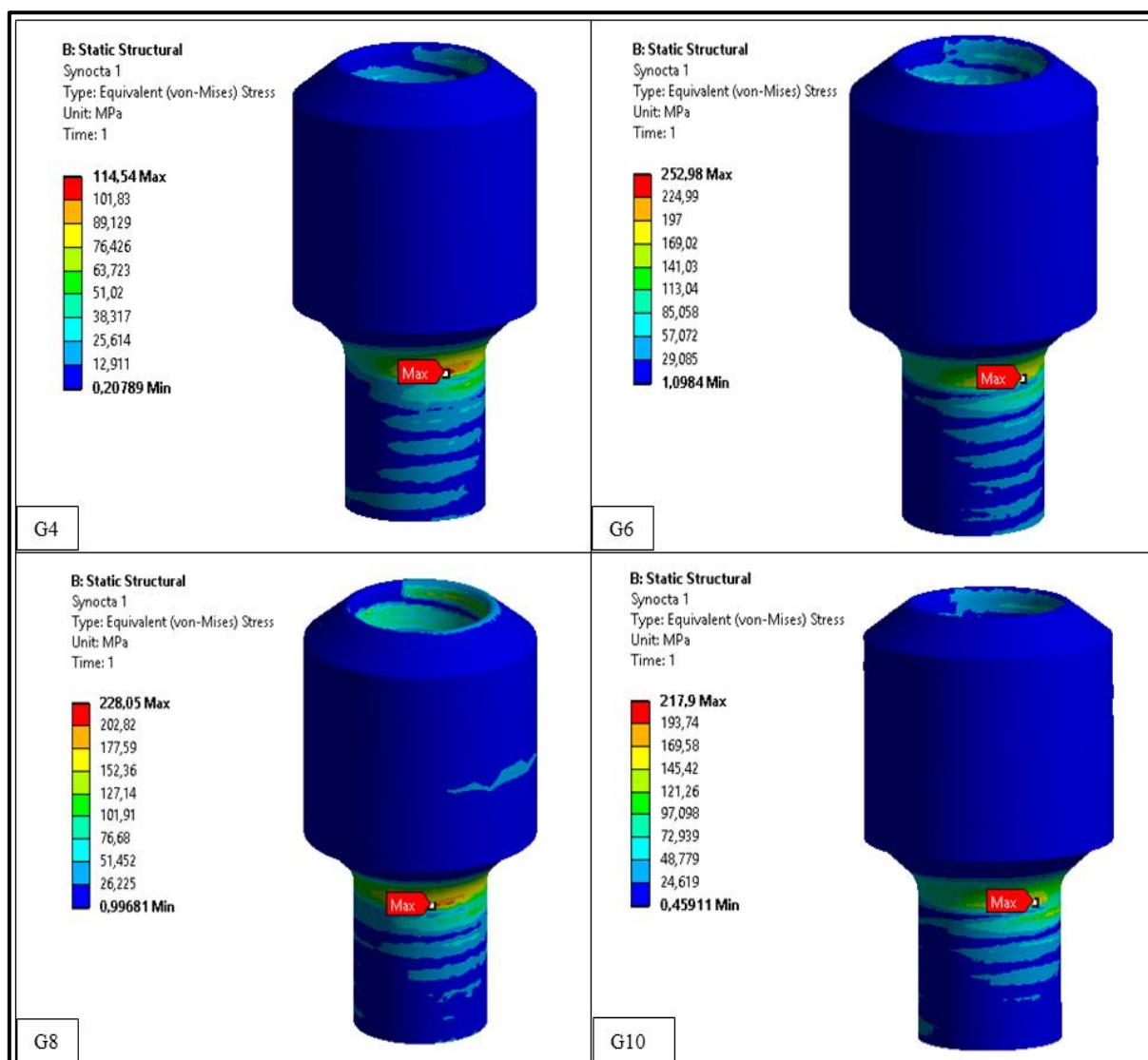


Figura 15– Pico de tensão no synocta de acordo com os grupos analisados.

3.1.3.2 Barra protética e coping

Observando-se os perfis de tensão de Von Mises na barra de uma vista frontal, nota-se que existe um maior esforço aplicado, para todos os grupos, sobre a região do implante mais próximo do *cantilever* esquerdo, onde a carga foi aplicada. Para os grupos G6, G8 e G10, os picos de tensão máxima foram 184,08; 173,17; e 171,25 MPa, respectivamente. Todos esses picos foram localizados na região frontal da barra. Já o G4 apresentou maior pico de tensão no coping, com valores de 355,19 Mpa, sendo bem mais elevado do que os demais grupos (figuras 16 e 17).

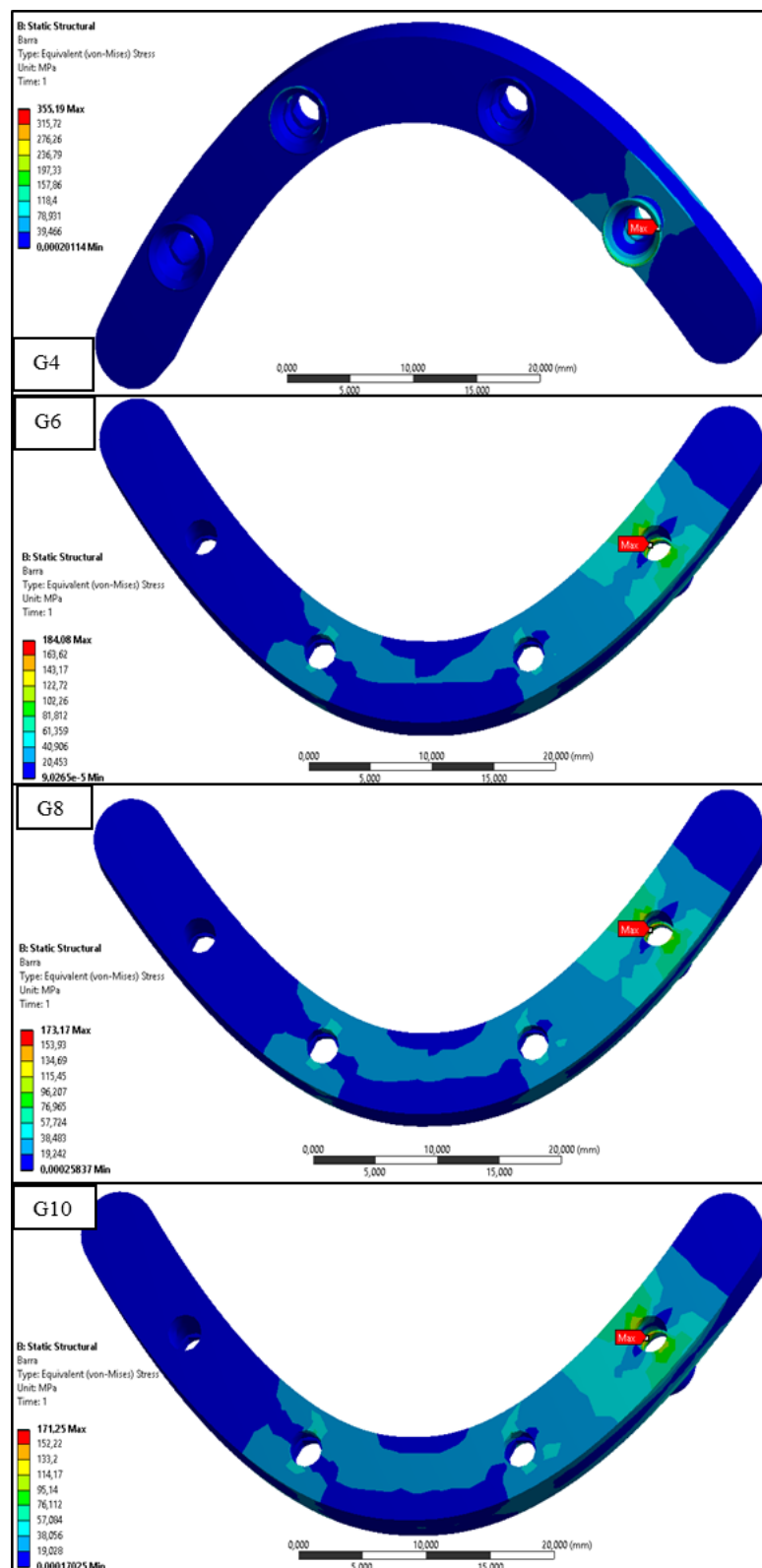


Figura 16– Tensão na barra e coping de acordo com os grupos analisados.

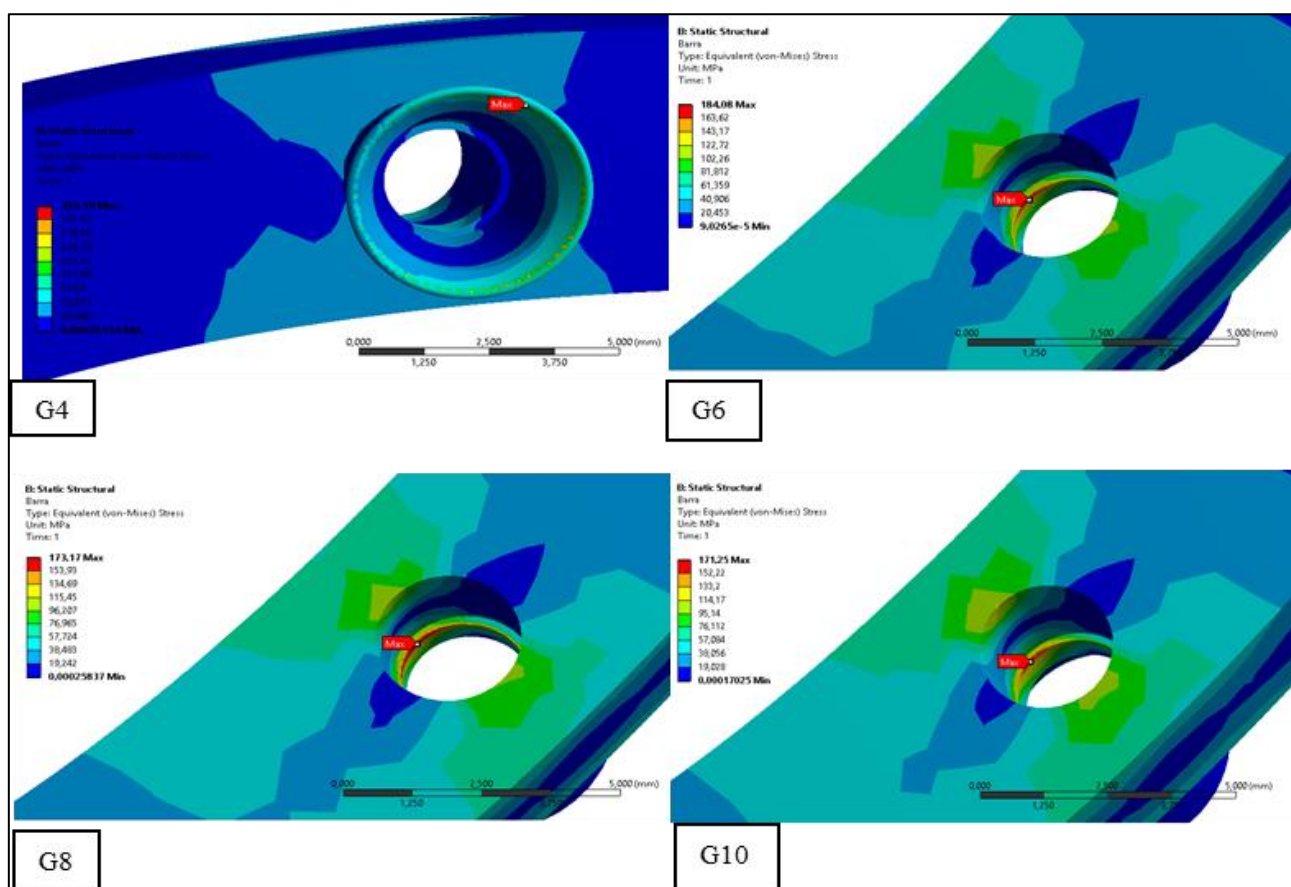


Figura 17 – Tensão na barra protética e coping de acordo com os grupos analisados.

3.1.3.3 Parafuso protético

Para os parafusos protéticos, o G4 foi o que apresentou um pico de tensão muito menor comparado aos demais grupos, com valores de 61,62 Mpa. O G6 apresentou o maior pico de tensão, com 149,49 Mpa, seguido do grupo G8 e G10 com 132,14 e 118,24 Mpa, respectivamente (figuras 18 e 19).

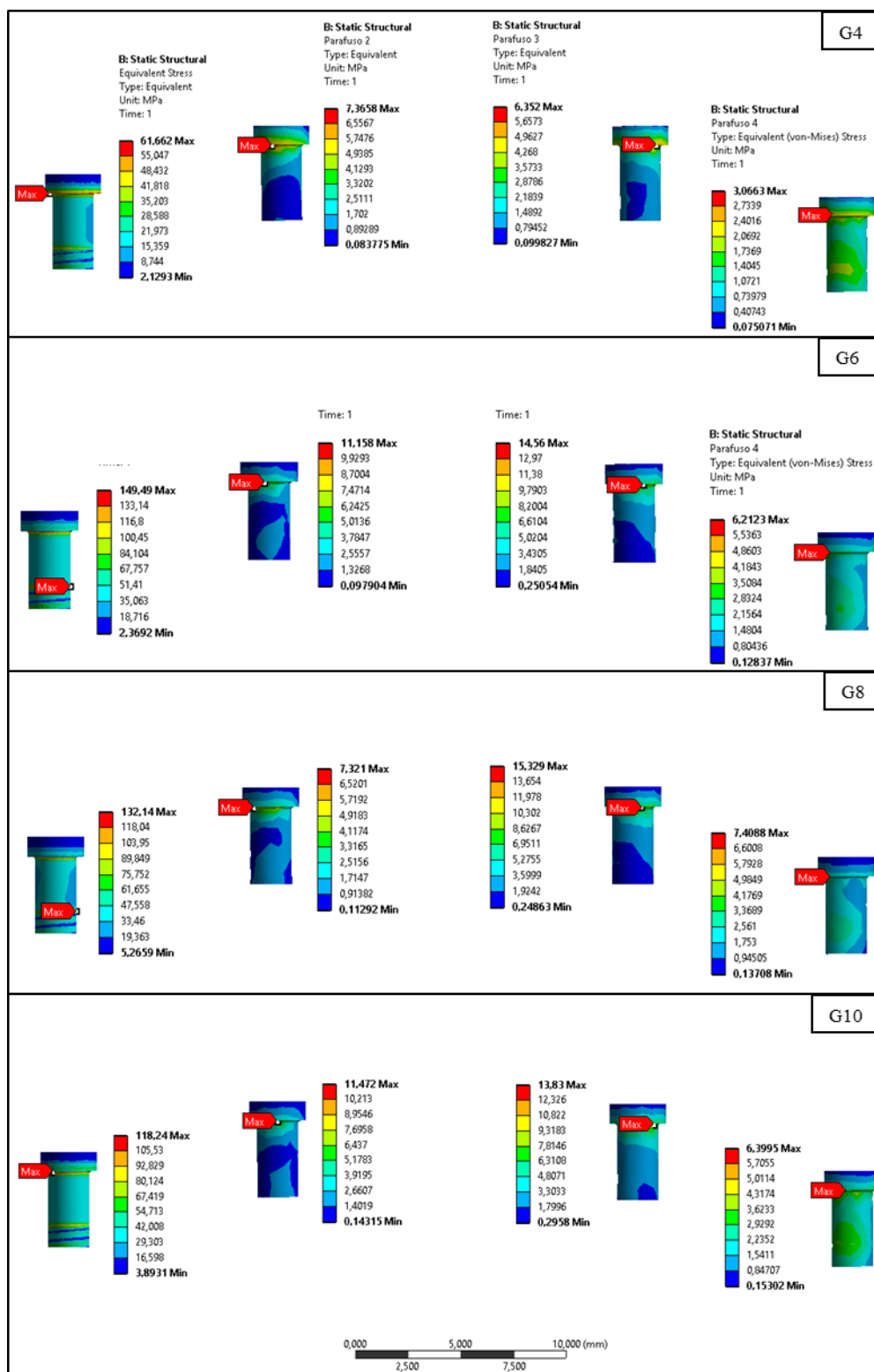


Figura 18 - Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.

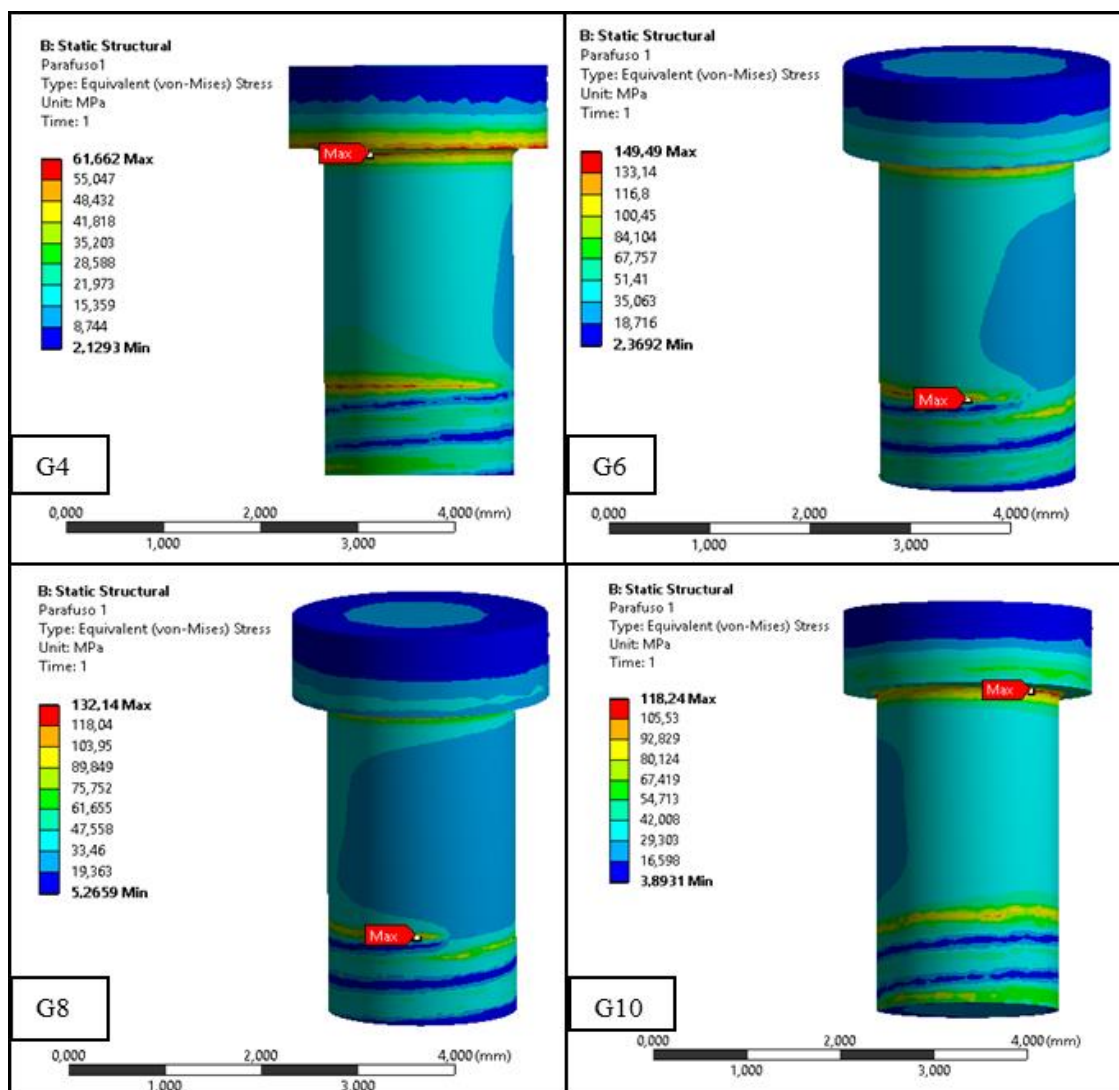


Figura 19 – Pico de tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados.

3.2 Carga na região incisal

3.2.1 Análise da tensão à nível ósseo

Observou-se que os picos de tensão tiveram valores semelhantes e foram diminuindo à medida que o comprimento foi aumentado, porém com diferenças muito pequenas. Os valores de tensão gerados foram de 32,31; 27,72; 23,29 e 21,52 Mpa para os grupo G4, G6, G8 e G10, respectivamente. A região incisal e periimplantar, foi a que apresentou maior pico de tensão á nível ósseo para todos os grupos (figura 20 e 21).

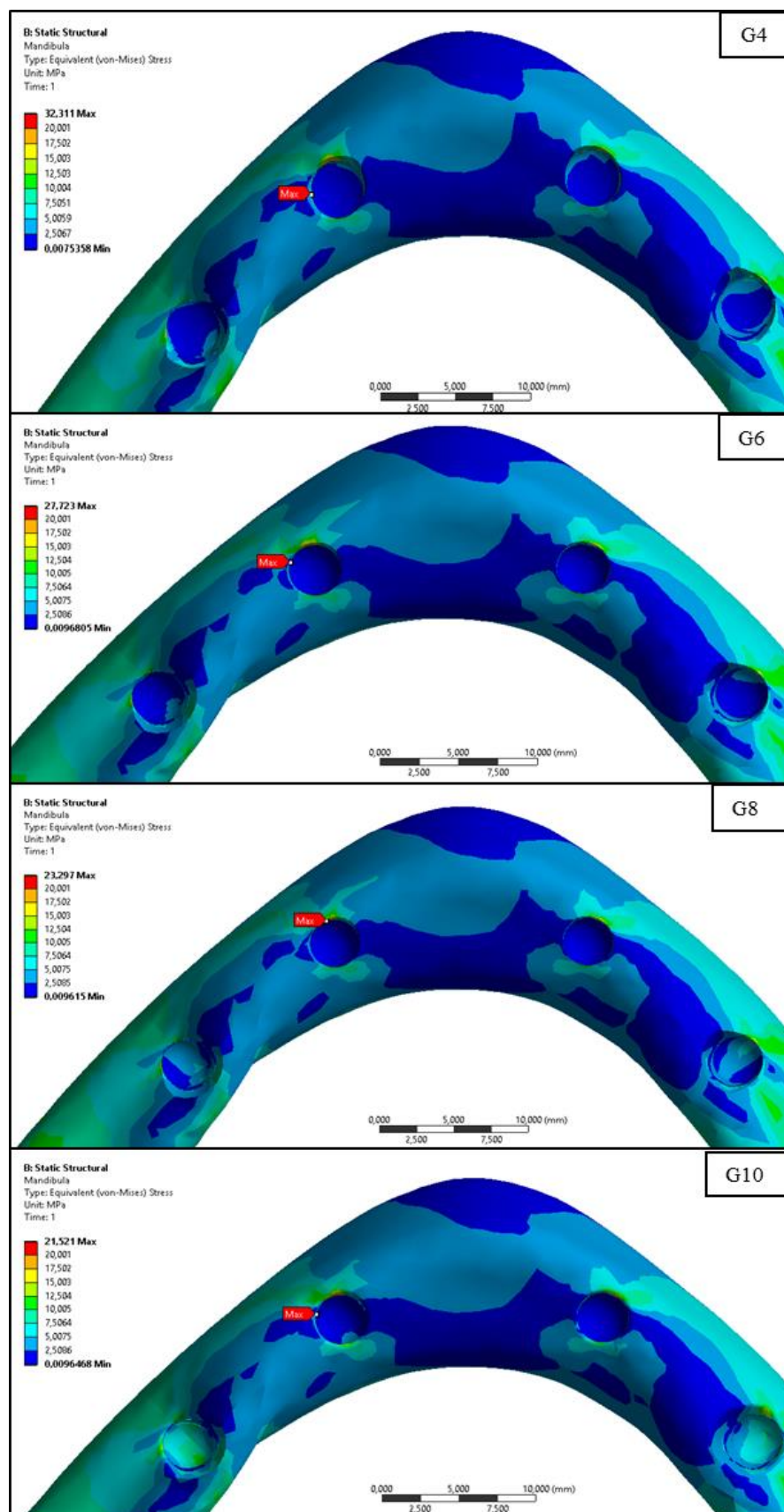


Figura 20 – Tensão na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista superior.

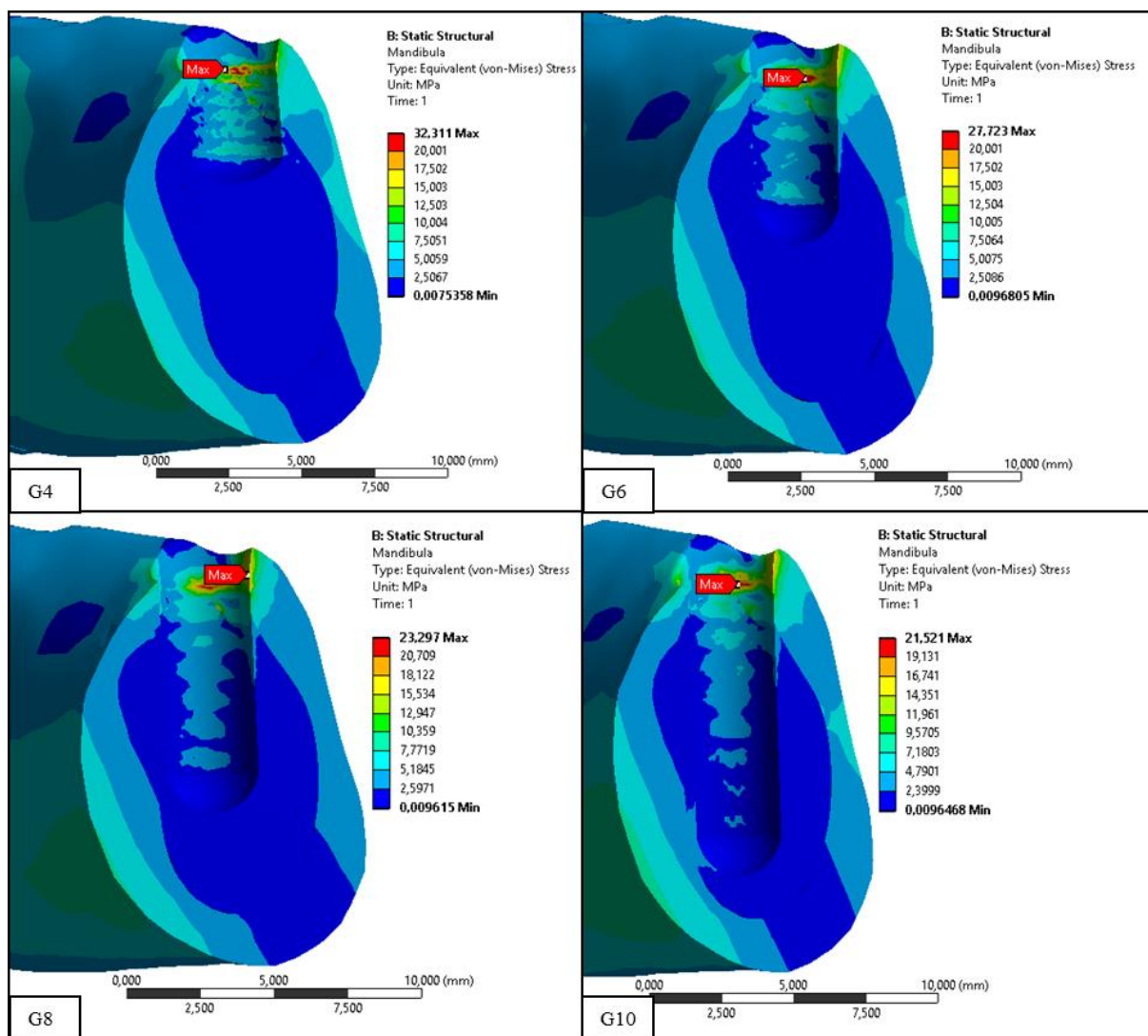


Figura 21 – Tensão na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.

3.2.2 Análise das tensões nos implantes

O pico de tensão para todos os grupos se deu na região das primeiras roscas nos implantes que estavam localizados na região incisal, onde foi aplicada a força de 100 N. A variação do pico de tensão foi bem semelhante para todos os grupos. Na ordem decrescente de tensão observou-se valores de 39,20Mpa para G10; 41,73Mpa para G4; 46,80 e 46,99 Mpa, para G8 e G6, respectivamente (figura 22 e 23).

3.2.3 Análise das tensões nos componentes protéticos

3.2.3.1 Intermediário (*Synocta*)

O G4 foi o que apresentou menor pico de tensão, com valores de 54,92 Mpa. Os grupos G6, G8 e G10, tiveram pouca diferença no pico de tensão, com 145,39; 137,27 e 131,71 Mpa, respectivamente. A região do *synocta* que apresentou maior tensão foi na área das roscas (figura 24 e 25).

3.2.3.2 Barra protética e coping

Analisando a barra protética, o G4 apresentou um pico de tensão bem mais elevado do que os demais grupos, com valores de 199,87 Mpa. Os grupos restantes apresentaram picos menores e mais semelhantes, com valores de 62,08; 64,13 e 67,74 Mpa para os grupos G10, G8 e G6, respectivamente (figuras 26 e 27).

3.2.3.3 Parafuso protético

O mesmo comportamento foi observado para o parafuso protético, tendo os grupos G6, G8 e G10 apresentando picos de tensão semelhantes entre si, com valores de 80,54; 81,23 e 82,50 Mpa, respectivamente, enquanto que o G4 exibiu uma tensão menor de 45,57 Mpa. As tensões máximas foram observadas em áreas iguais para todos os grupos, na região de haste do parafuso, bem próximo a cabeça (figura 28 e 29).

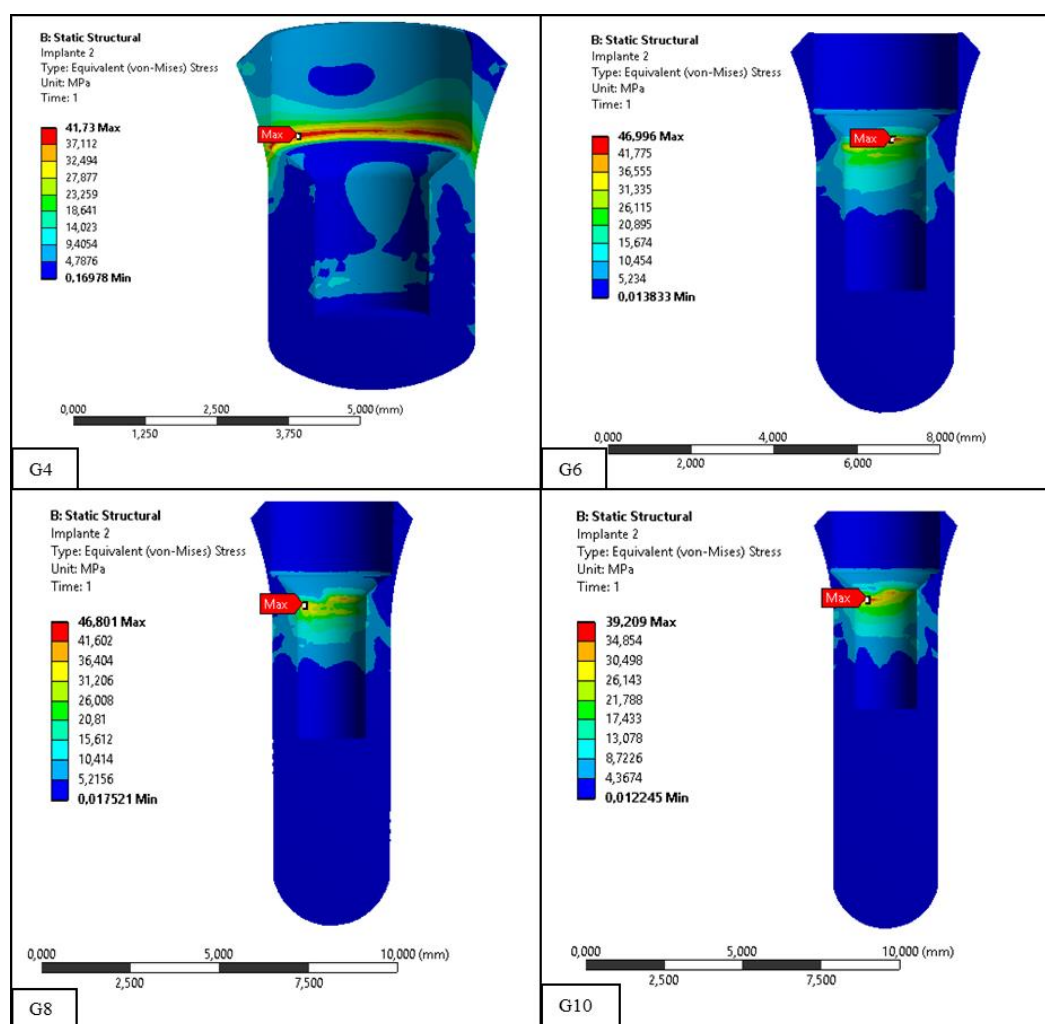


Figura 22 – Pico de Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados. Corte longitudinal.

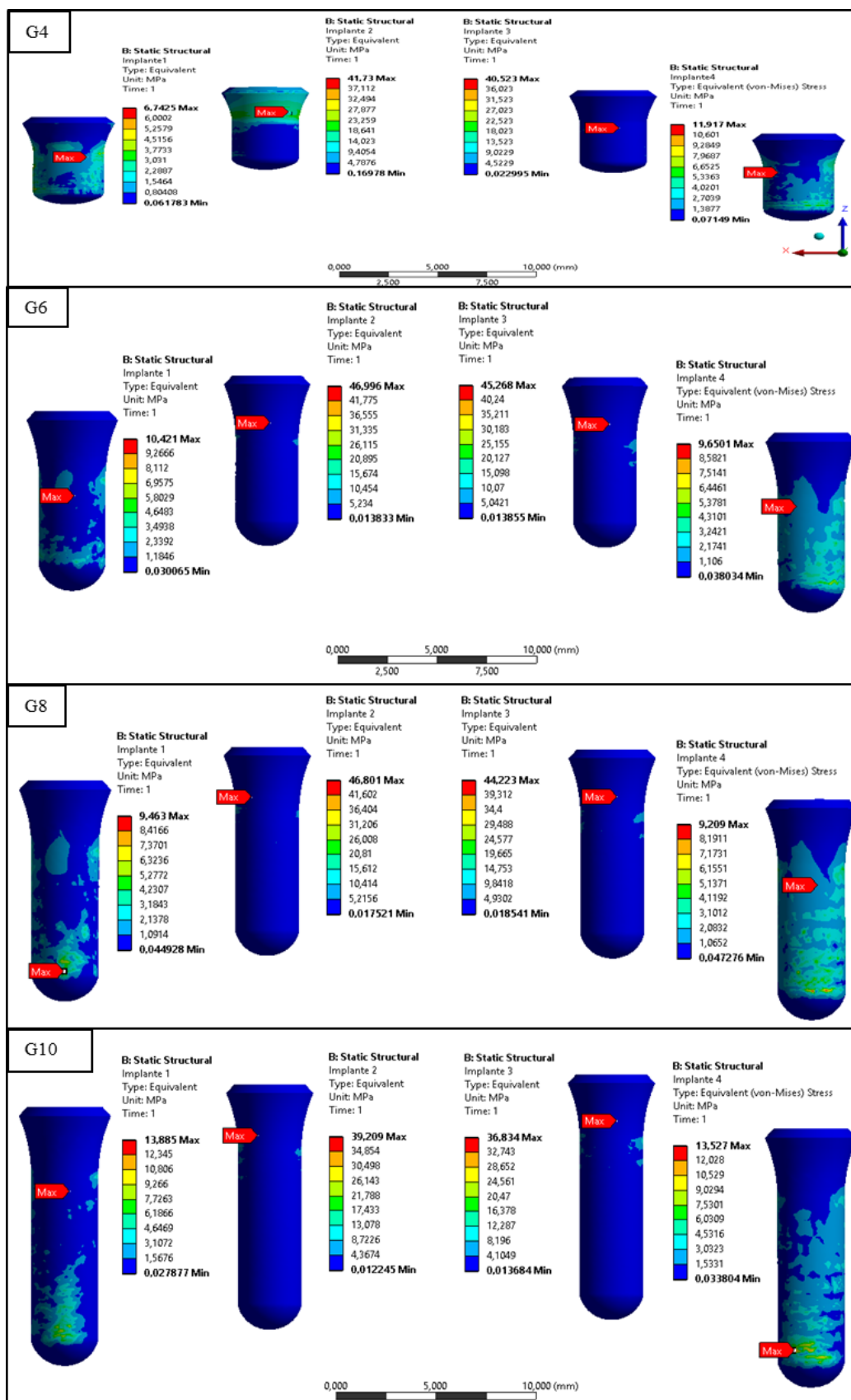


Figura 23 - Tensão nos implantes de acordo com os grupos analisados.

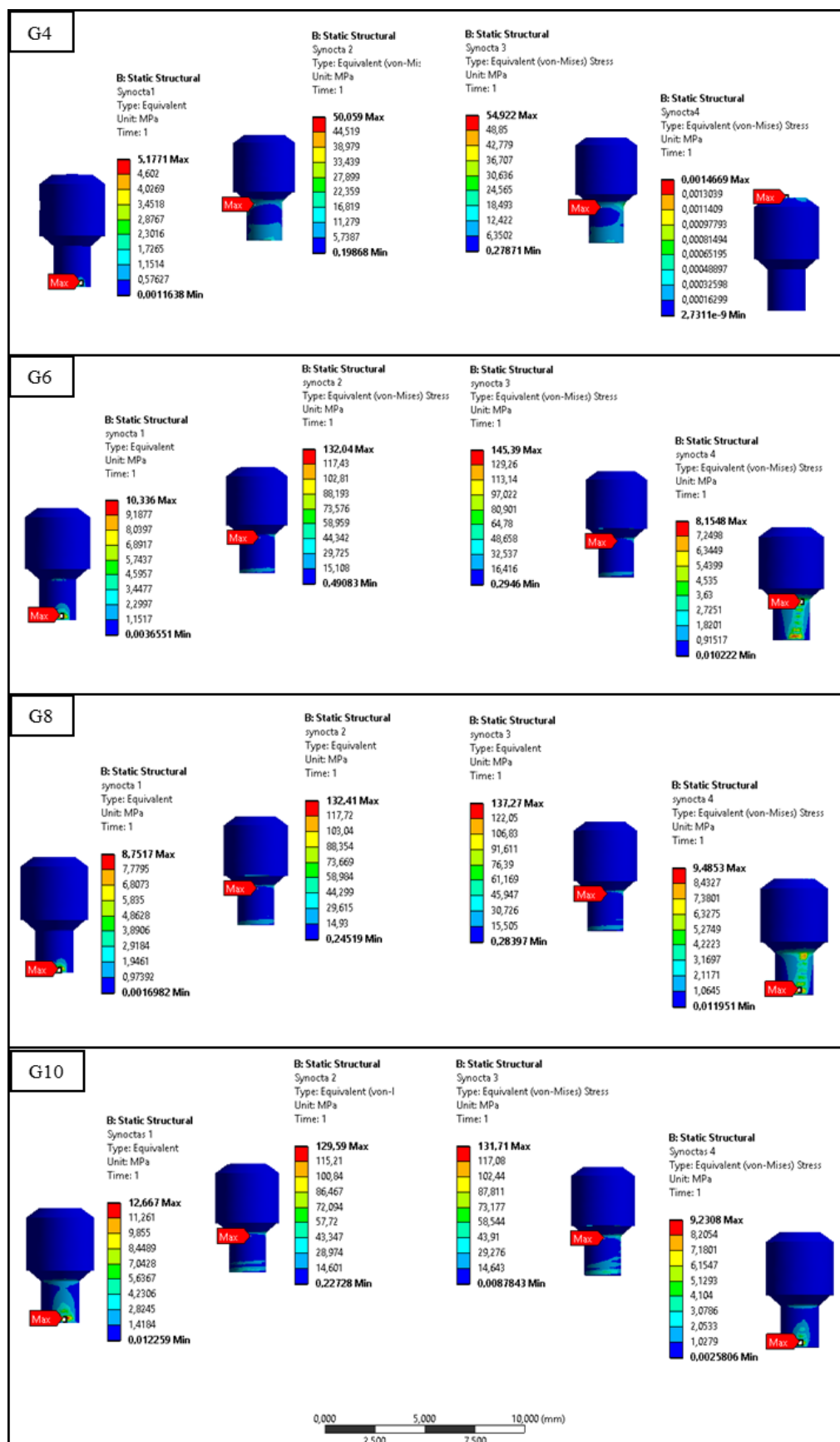


Figura 24- Tensão no *Synocta* de acordo com os grupos analisados. Vista posterior.

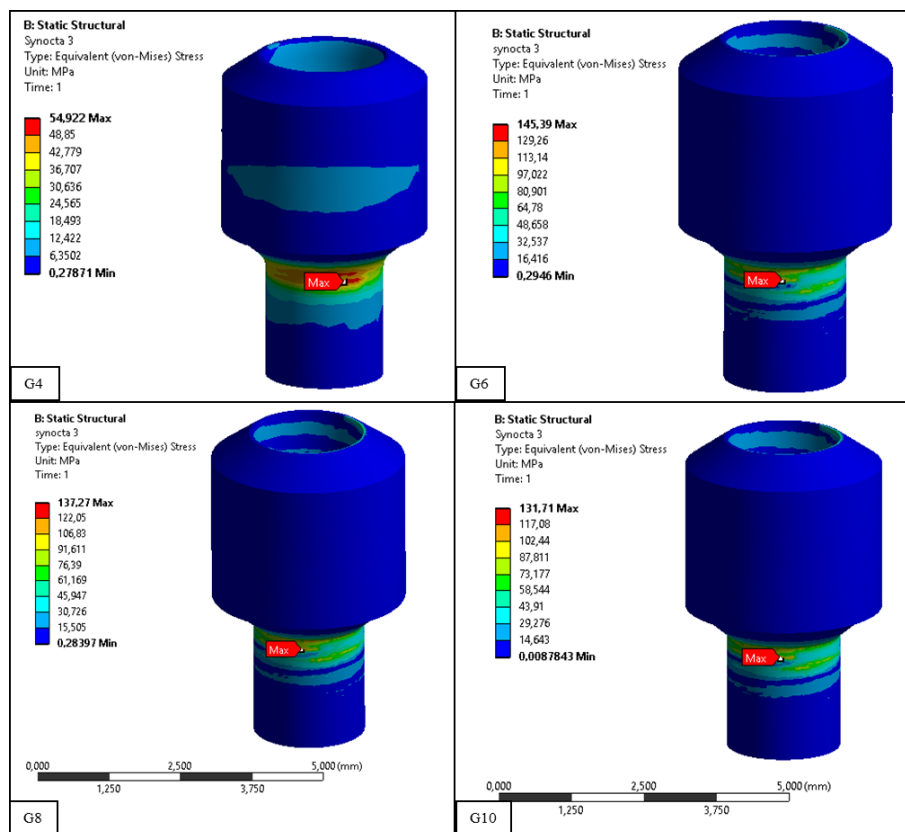


Figura 25 – Pico de tensão no *synocta* de acordo com os grupos analisados.

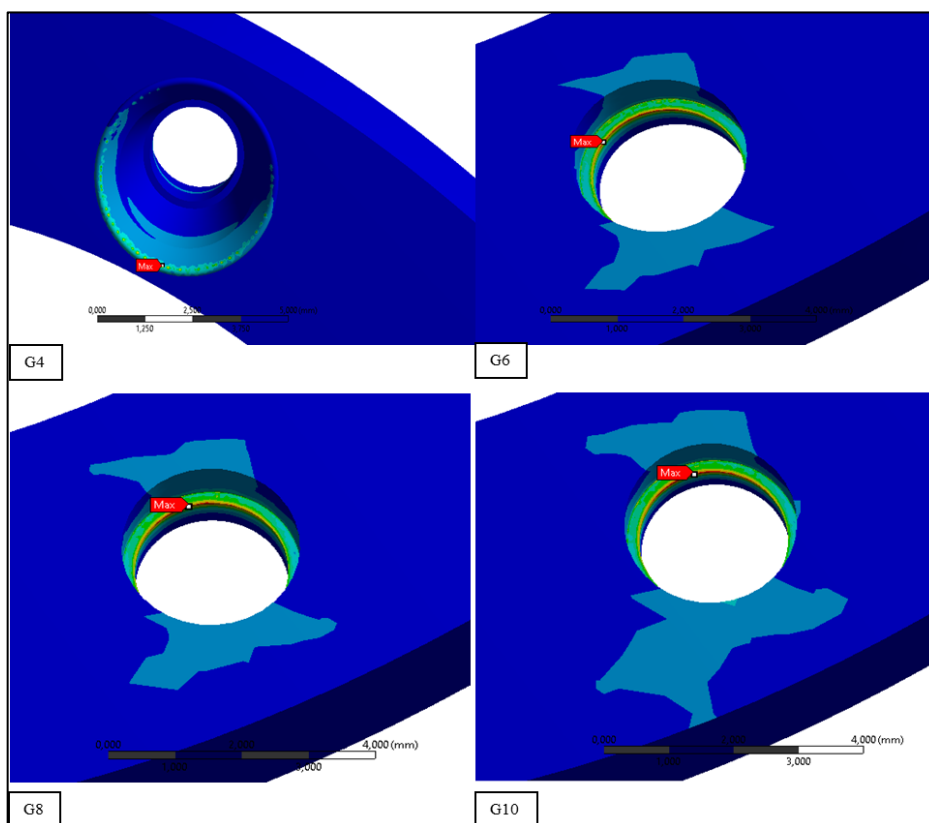


Figura 26– Tensão na barra/coping de acordo com os grupos analisados.

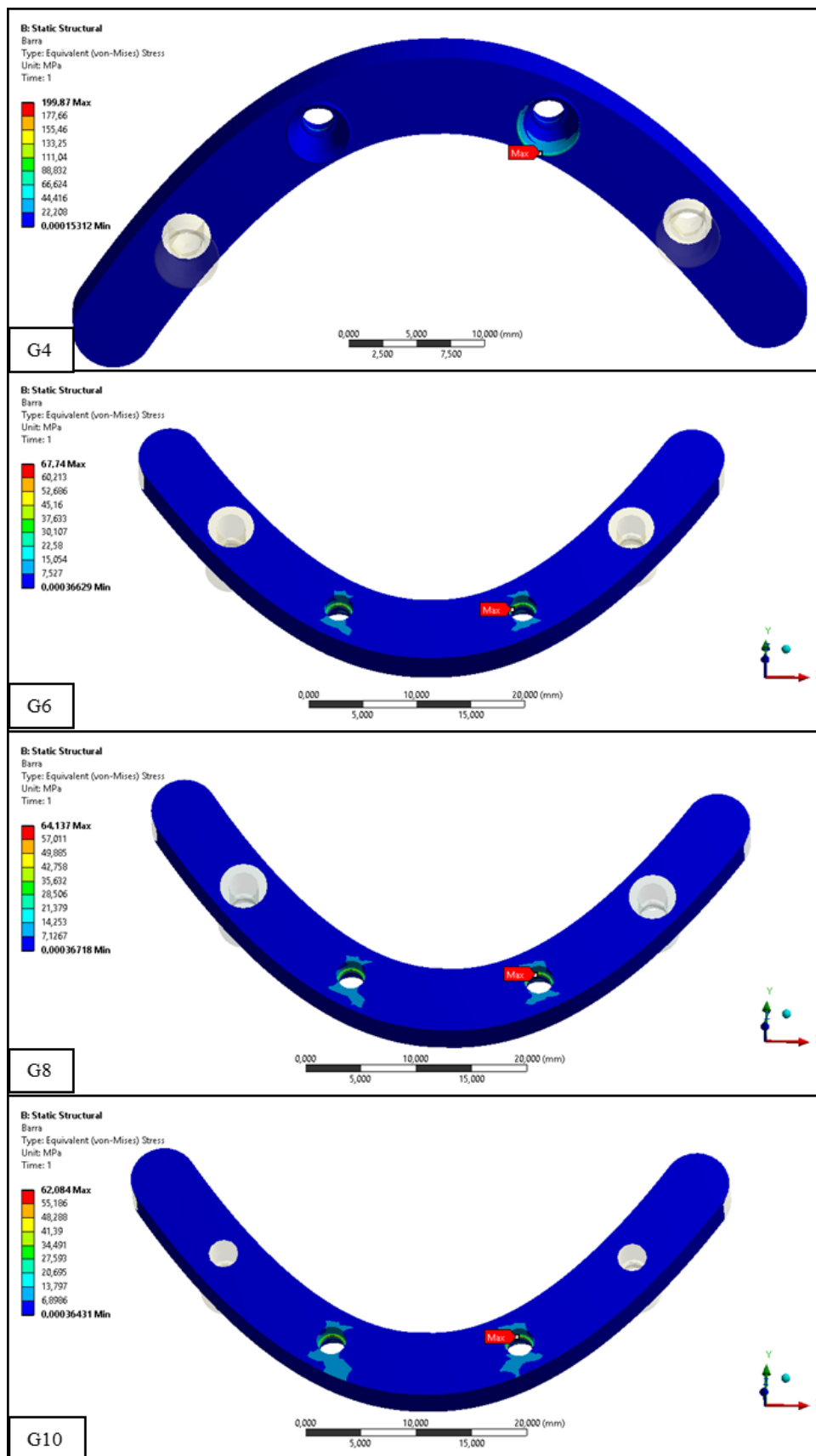


Figura 27 – Tensão na barra/coping de acordo com os grupos analisados.

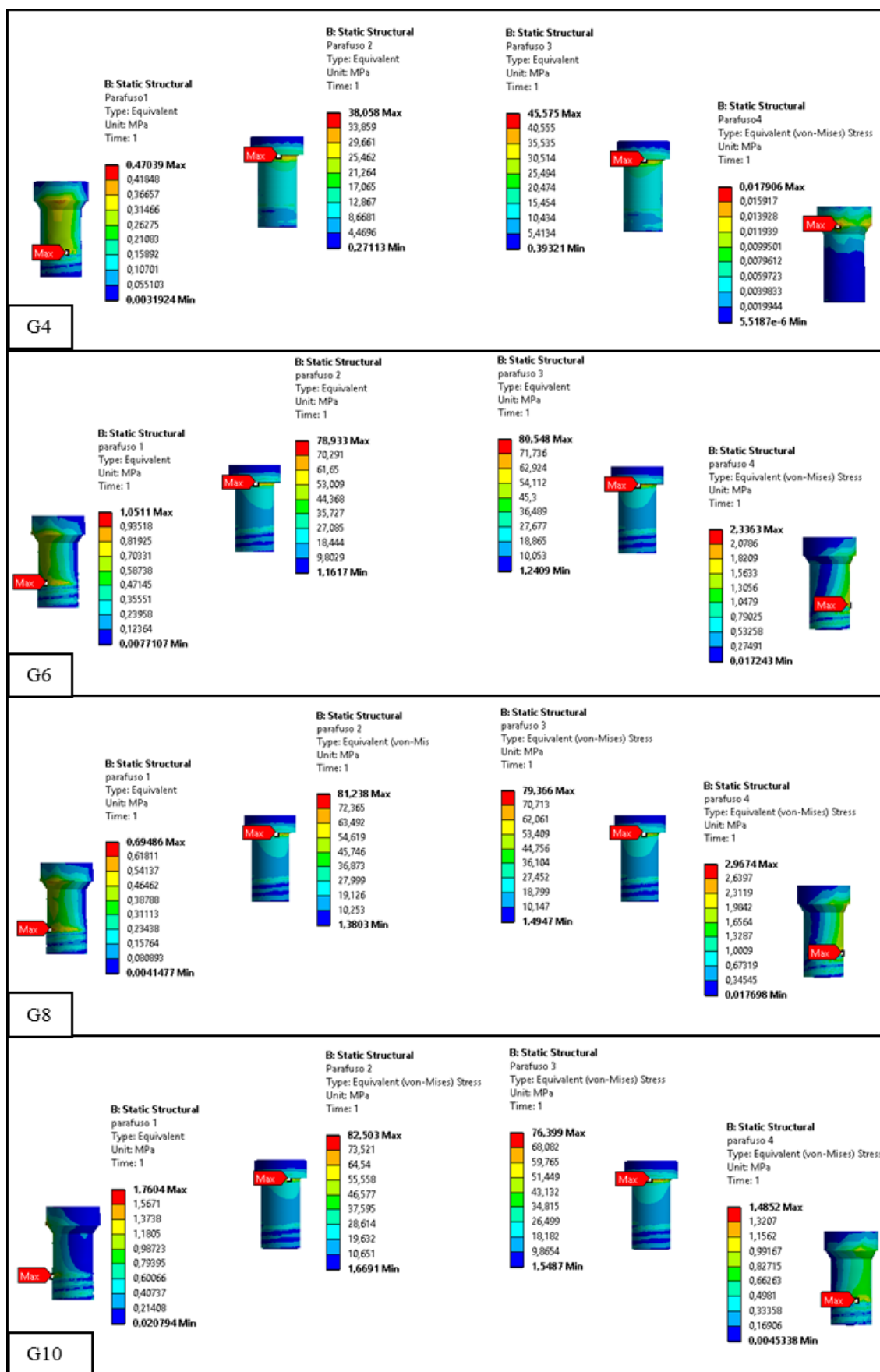


Figura 28 – Tensão no parafuso protético de acordo com os grupos analisados. Vista Posterior

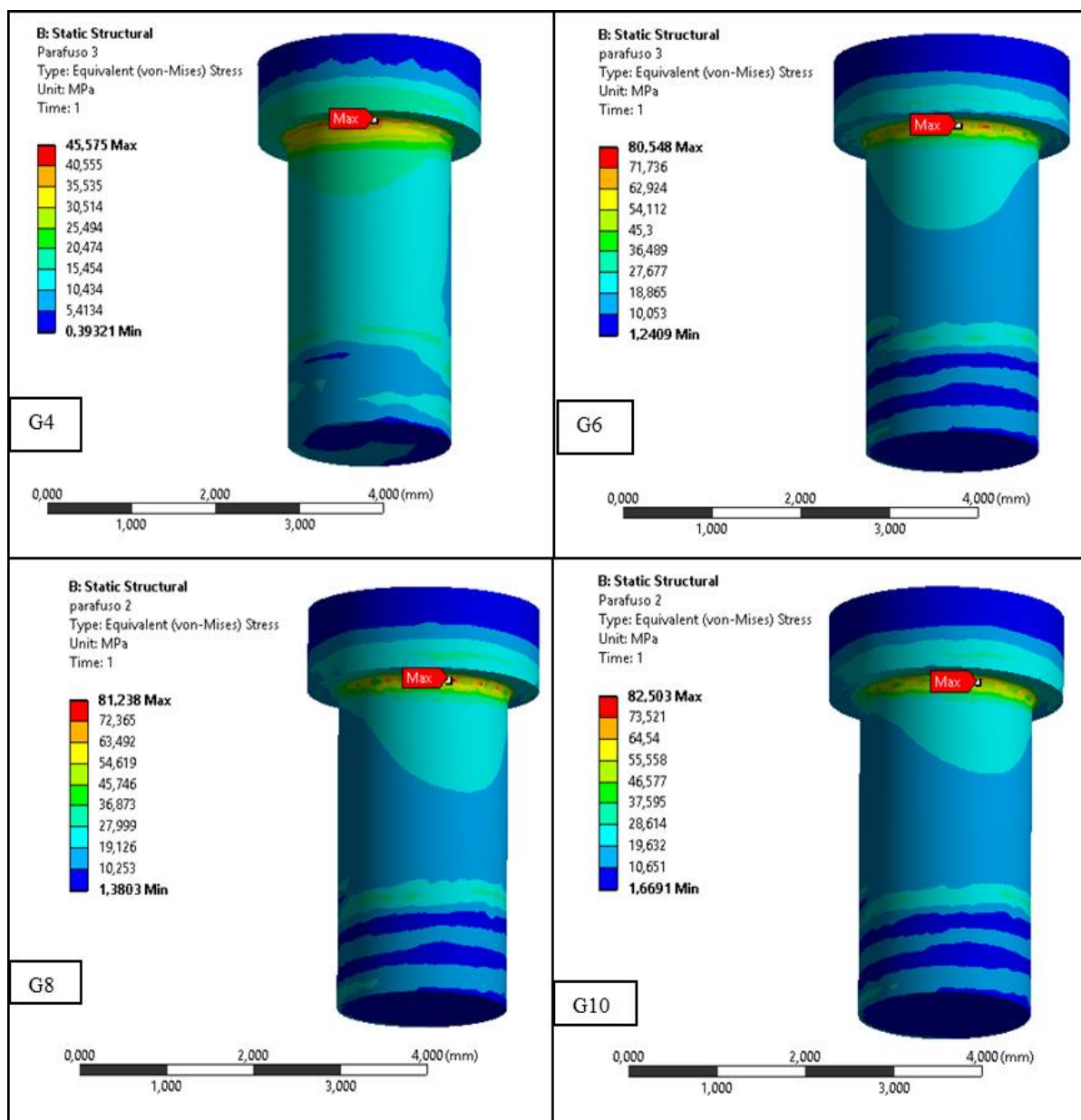


Figura 29 – Pico de tensão no parafuso protético incisal de acordo com os grupos analisados.

3.3 Análise da tensão máxima e mínima à nível ósseo

3.3.1 Carga na região incisal

Foi observada uma força de tração (tensão máxima) na área vestibular da região de inserção do implante (figura 30), na qual o G4 apresentou maior valor de tração com 16,85 Mpa, seguido dos grupos G6, G10 e G8 com 14,26; 14,09 e 13,29 Mpa, respectivamente. Foram observadas também, áreas de compressão (tensão mínima). O G4 foi o grupo que

apresentou valores mais elevados, com 4,63 Mpa, enquanto os grupos G6, G8 e G10 exibiram valores mais tênues e mais semelhantes, com 1,27; 1,28 e 1,36 Mpa, respectivamente.

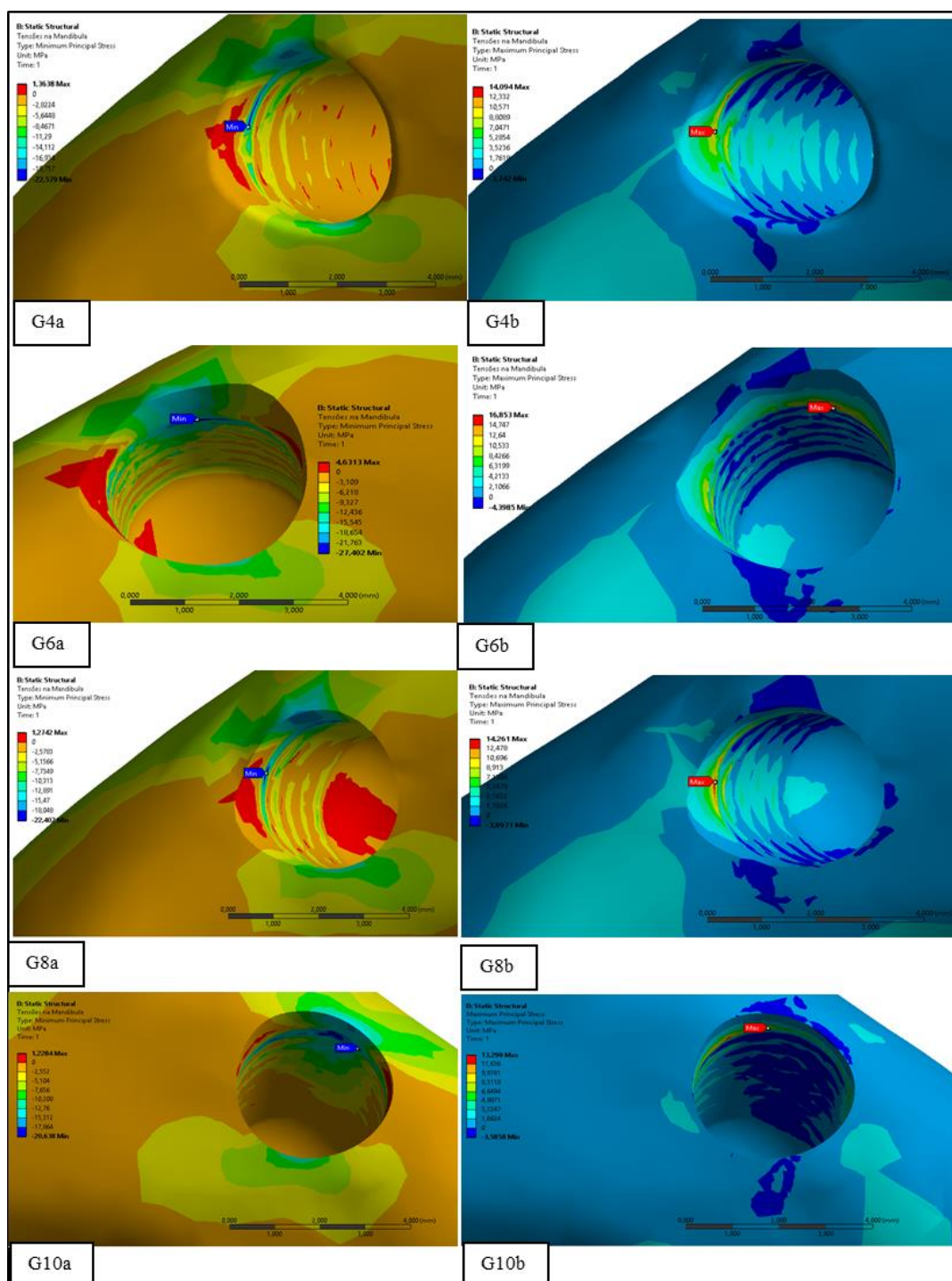


Figura 30 - Tensão mínima (a) e máxima (b) na mandíbula de acordo com os grupos analisados.

3.3.2 Carga na região de molar

Para todos os grupos (G4,G6,G8 e G10) foram observados valores de tensão máxima bem semelhantes entre si (figura 31), com 31,8; 36,65; 38,45 e 39,95 Mpa, respectivamente.

Nessa análise, foi também possível observar, áreas de compressão (tensão mínima), onde mais uma vez, o G4 apresentou valores mais elevados com 7,44 Mpa, seguido dos grupos G8, G6 e G10, com 3,54; 3,25 e 2,00Mpa, respectivamente.

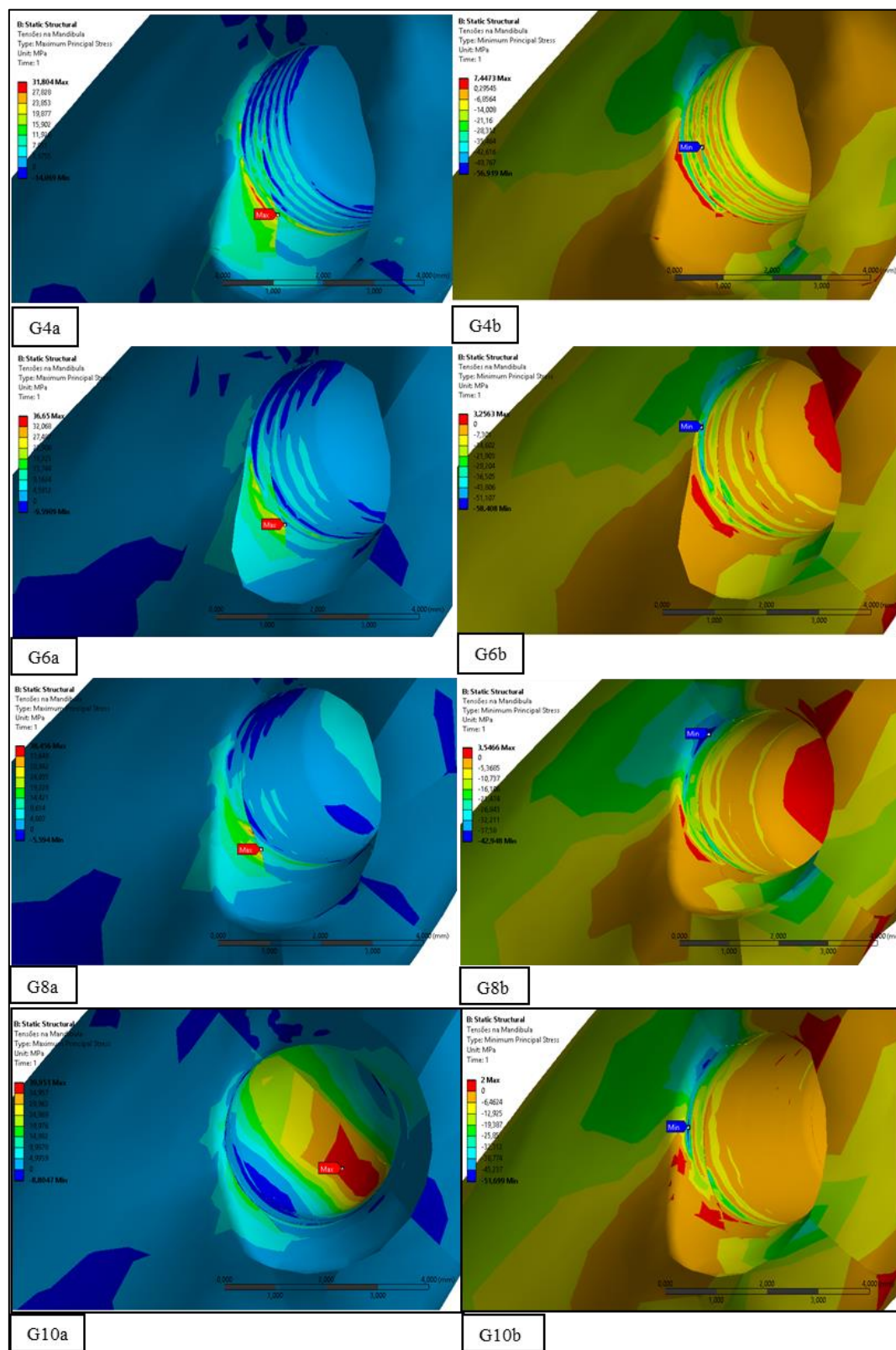


Figura 31 - Tensão máxima(a) e mínima (b) na mandíbula de acordo com os grupos analisados. Vista Externa.

Uma comparação dos resultados apresentados por todos os grupos nas tensões analisadas (osso, implante, synocta, barra e parafuso protético) para carga na região molar e incisal estão representadas na figura 32.

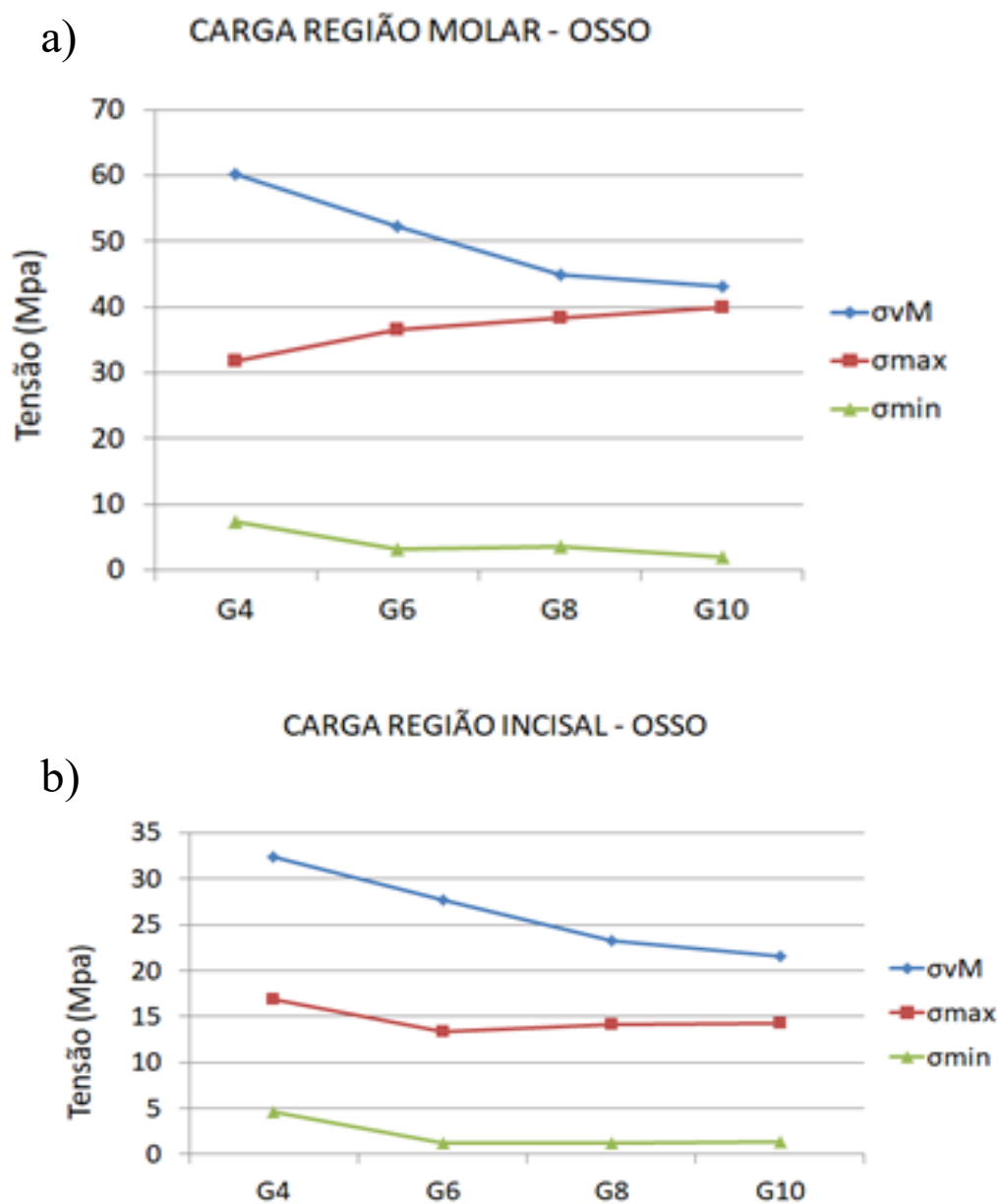
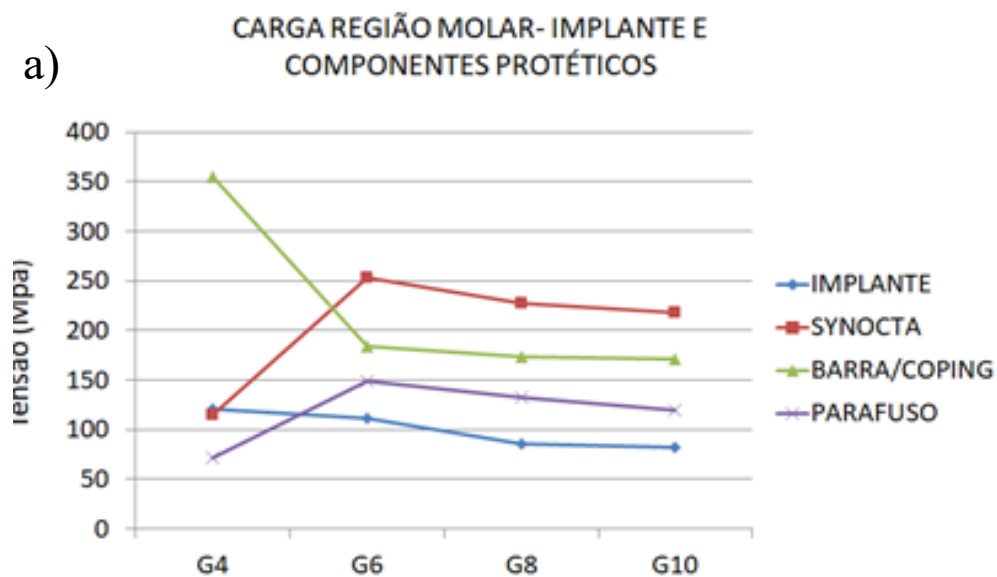


Figura 32 - Tensão de Von mises (σ_{vM}), Tensão principal máxima e mínima (em Mpa) ao nível ósseo para região de molares e incisal.

a)



b)

CARGA REGIÃO INCISAL – IMPLANTES E COMPONENTES PROTÉTICOS

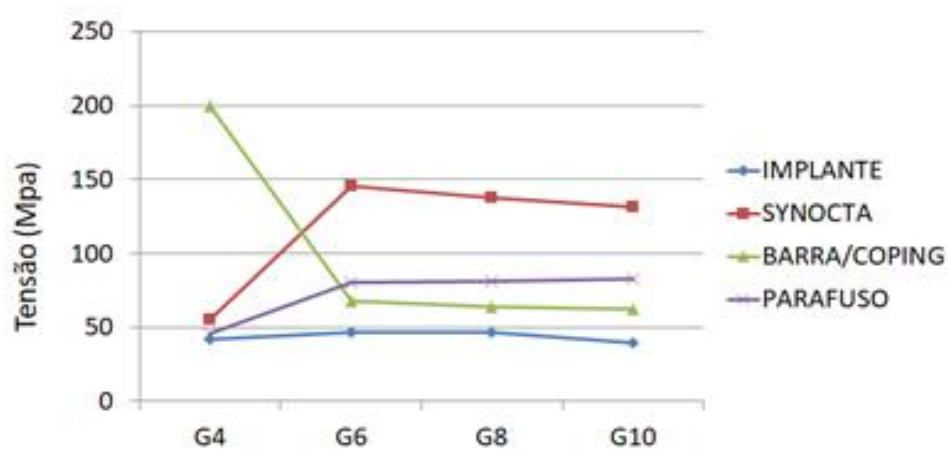


Figura 33 - Tensão de Von mises nos implantes, *synocta*, barra e parafuso protético para região de molares e incisal.

4 ARTIGO

AVALIAÇÃO DA TENSÃO DOS DIFERENTES COMPRIMENTOS DOS IMPLANTES NA REABILITAÇÃO DE MANDÍBULAS EDÊNTULAS ATRÓFICAS COM PRÓTESE TIPO PROTOCOLO- MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar através do método de elementos finitos (MEF), a influência do comprimento dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atróficas com prótese tipo protocolo. Foram construídos quatro implantes do mesmo diâmetro e diferentes comprimentos, esplintados por uma estrutura protética metálica. Os modelos foram divididos em 4 grupos de acordo com os comprimentos dos implantes: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10). Para todos os grupos foram simulados uma força oclusal estática de 100 N na região de molares e incisivos, sendo avaliada a tensão ao nível ósseo, implante, intermediário (*synocta*), barra e parafuso protético. O G10 apresentou os menores valores de tensão ao nível ósseo, implante e barra para a carga na região de molar (43,18; 82,57 e 171,25 Mpa) e para carga incisal (21,52; 39,20 e 62,08 Mpa), respectivamente. Já o G4 mostrou os maiores valores de tensões no osso, implante e barra para carga na região de molar (60,25; 120,4 e 355,19 Mpa) e para incisal (32,31; 41,73 e 199,87 Mpa), respectivamente. Na análise do *synocta* e parafuso protético, o G4 apresentou os menores valores de tensão para carga na região molar (114,54, e 61,62 Mpa) e incisal (54,92 e 45,57 Mpa), respectivamente, comparado aos outros grupos. No entanto, em ambas as condições de mastigação foram observadas a predominância da similaridade do comportamento das tensões para todos os modelos. Sugere-se, portanto, que os implantes extra-curtos de 4 mm podem ser considerados uma boa alternativa de reabilitação de mandíbulas edêntulas atróficas com prótese tipo protocolo.

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

INTRODUÇÃO

A maior causa dos insucessos em reabilitação oral está na falta de conhecimento sobre biomecânica, visto que o sistema prótese/implante não deve sofrer tensões excessivas, tanto nos eixos axiais quanto oblíquos, o que resultaria no fracasso do tratamento. A dentição natural apresenta ligamentos periodontais, que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas; já nos implantes, a sua união com a estrutura óssea é rígida e assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador⁽¹⁾. Altas concentrações de tensão podem afetar a integridade estrutural dos componentes mecânicos, aumentando a taxa de afrouxamento do parafuso e fraturas, favorecidos pela rigidez intrínseca do sistema⁽²⁾. Portanto, para evitar a condição patológica, é essencial que o desenho do implante tenha características que distribua de uma forma eficaz e uniforme toda a tensão óssea peri-implantar⁽³⁾.

O aumento do comprimento do implante diminui as tensões geradas no trabeculado ósseo, o que é de suma importância para a longevidade da reabilitação, podendo também ser benéfico para o período de osseointegração, o que sugere que quanto maior o comprimento do implante, maior a tendência de atingir a estabilidade primária⁽⁴⁾. Um estudo de revisão sistemática relata que a utilização de implantes longos foi associada com o aumento na taxa de previsibilidade e que seria uma opção mais previsível principalmente para a região mandibular⁽⁵⁾. Implantes de grande diâmetro possuem sua superfície em maior contato com o osso, e, como resultado, estes implantes têm demonstrado uma maior estabilidade inicial e distribuição eficaz da tensão o que aumenta a estabilidade protética. O aumento do comprimento pode ser benéfico principalmente para implantes de diâmetro reduzido⁽⁶⁾. No entanto, as condições para instalação de implantes longos são, por vezes, insatisfatórias devido às limitações anatômicas reabsorção óssea acentuada⁽⁷⁾.

Para esses pacientes com altura óssea insuficiente, seja por causa da reabsorção excessiva resultante da perda de dentes, ou limitações anatômicas, os implantes curtos podem ser uma alternativa bastante eficiente⁽⁸⁾. Embora não exista um consenso terminológico para o comprimento do implante, recentemente o esquema de classificação⁽⁹⁾ sugeriu implantes longos $\geq 10\text{mm}$, 6mm < curtos < 10mm extra-curtos $\leq 6\text{mm}$. Esses tipos de implantes procuram compensar o reduzido comprimento através do tratamento de superfície, número e formato de roscas, permitindo um melhor contato osso-implante. Implantes curtos apresentam inúmeras vantagens cirúrgicas quando comparados aos implantes longos, como menor risco cirúrgico de perfuração do seio maxilar, parestesia mandibular e menor necessidade de

procedimentos de aumento ósseo em região posterior antes ou concomitante a instalação dos implantes em ambos os arcos⁽¹⁰⁾. Uma possível desvantagem biomecânica está relacionada com a proporção coroa/implante (C / I) observada nesses implantes, uma vez que uma coroa longa é capaz de funcionar como um cantilever vertical, potencializando forças oriundas da mastigação⁽¹¹⁾. Em opinião contrária, vários autores demonstraram que é possível ter relações C / I mais altas sem comprometer o resultado a curto e a longo prazo da reabilitação protética de implantes⁽¹²⁻¹⁵⁾.

Na odontologia, MEF tem sido utilizado em diversos estudos para verificar a magnitude e distribuição de tensões sobre dentes suporte em próteses com extensão distal, ao redor de dentes que possuem núcleos metálicos, dentes com diferentes tipos de suporte periodontal em casos de prótese fixas, em dentaduras mandibulares convencionais e em implantes como suporte posterior para extensão distal⁽¹⁶⁾. O MEF tem sido considerado uma abordagem precisa e adequada para investigar distribuição de tensões e deformações nos ossos e oferece muitas vantagens sobre outros métodos para simular a complexidade de situações⁽¹⁷⁾.

Diante da inexistência de estudos avaliativos que comparem a tensão gerada nos implantes, ao nível ósseo e nos componentes protéticos, o presente estudo teve por objetivo comparar por meio de uma análise 3D de elementos finitos, a influência do comprimento dos implantes na reabilitação com prótese tipo protocolo em mandíbulas edêntulas atroficas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Construção do modelo pelos métodos de elementos finitos 3D

Um modelo de elemento finito foi construído com quatro implantes do mesmo diâmetro 4.1 mm e diferentes comprimentos, esplintados por uma estrutura protética em material metálico (Co-Cr) com 4 mm de altura e 6 mm de largura e 10 mm de *cantilevers* distal. Todos os implantes foram posicionados verticalmente e bem distribuídos na região interforaminal, pelo menos 6 mm mesial aos forames mentuais. Os modelos foram divididos em 4 grupos, de acordo com os comprimentos dos implantes: 4mm (G4), 6mm (G6), 8mm (G8), 10mm (G10).

Construção geométrica (CAD)

Construção geométrica da mandíbula

Um modelo de elementos finitos de uma mandíbula humana foi desenvolvido baseado no estudo de Vajgel *et al.*⁽¹⁸⁾, e adaptado para as necessidades da presente pesquisa. Cortes tomográficos axiais com espessura mínima de 0,25 mm foram obtidos de uma mandíbula atrófica a partir de uma paciente não identificada do sexo feminino de 65 anos do banco de dados de imagens cedido por uma clínica radiológica. As imagens tomográficas foram adquiridas em um tomógrafo de feixe cônico i-Cat® (Kavo, Joinville, SC) e estas foram salvas pelo aparelho e convertidas em um formato padrão denominado DICOM, as quais foram exportadas para um programa de visualização e 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 design assistido por computador 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.*⁽¹⁸⁾, 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.

Construção geométrica dos implantes e prótese tipo protocolo

Implantes Tissue Level® (Straumann, Basileia, Suíça) com diâmetro de 4,1 mm, e comprimentos de 4, 6, 8 e 10 mm, em forma de parafuso, e componentes protéticos 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 2016 (versão 2010; Concord, MA, EUA). Em

todos os modelos, os implantes foram colocados no centro da crista inferior a 9,20 mm e 19,20 mm de distância da linha mediana em ambos os lados da mandíbula⁽¹⁹⁾ (fig.1).

Os sistemas de fixação da estrutura da prótese tipo protocolo foram feitos com o mesmo software CAD. Foram criadas malhas de elementos finitos com elementos 3D tetraedro de quatro nós. A malha refinada foi gerada na região de maior interesse para o estudo a fim de reproduzir fielmente a distribuição das tensões geradas no implante, componentes protéticos, prótese e osso periimplantar.

Propriedades do material e condições da interface

O módulo de Young (módulo de elasticidade) do osso cortical mandibular foi considerado ortotrópico, ou seja, as direções principais do módulo de Young são diferentes para cada região anatômica, havendo, portanto, a necessidade da definição de um sistema de coordenadas local para cada região anatômica. Estes sistemas locais foram definidos de forma consistente com as propriedades mecânicas fornecidas em outros estudos^(18, 20, 21). Para o osso medular, titânio, prótese e componentes protéticos foram adotadas propriedades isotrópicas, isto é, o valor do módulo de elasticidade independe da direção^{(22),(23, 24)}, (Tabela 1 e 2). Os implantes foram considerados totalmente osseointegrados, portanto uma interface mecânica perfeita será presumida.

Restrições e condições de carga

As forças criadas pelos músculos mastigatórios e seu posicionamento no corpo mandibular foram baseadas em estudos anteriores^(18, 21). Os 4 diferentes grupos foram simulados com uma força oclusal estática de 100 N⁽²⁵⁻²⁷⁾ aplicada nas regiões de molar no lado esquerdo (lado de trabalho) e incisivos inferiores. O lado direito foi considerado como lado de balanceio. Cada força de mastigação foi simulada pela restrição da mandíbula ao deslocamento no sentido vertical em uma pequena região de contato da oclusão (incisivo e molar esquerdo). Estas restrições agem perpendicularmente ao plano oclusal (eixo Z), permitindo liberdade de deslocamento no plano horizontal. A mandíbula foi restrita de movimentos em ambos os côndilos em todas as direções. O movimento causado pela mordida na região mais solicitada da prótese e dos implantes e não os movimentos cíclicos da mandíbula durante a mastigação é o principal interesse da análise estrutural via MEF.

Após a aplicação de restrições ao movimento, cargas foram aplicadas ao modelo, na forma de vetores de força específica 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 a partir de estudos⁽²⁸⁾. A força resultante nas restrições molar e incisal, de acordo com o caso estudado, foi obtidas 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.

Avaliações

A distribuição das tensões no MEF vem em valores numéricos e codificação de cores. O valor máximo e mínimo de von Mises é denotado pelas cores vermelho e azul, respectivamente. Os valores intermediários são representados por verde azulado, verde, amarelo esverdeado e vermelho amarelado na ordem ascendente de tensão e distribuição.

Através dos ensaios mecânicos acima descritos, a presente pesquisa avaliou as tensões geradas por diferentes comprimentos de implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atróficas com prótese tipo protocolo, nos seguintes aspectos:

- Quantificou a tensão nos implantes após aplicação de carga. A tensão de von Mises indica se haverá falha como fratura do implante. O limite de resistência dos implantes tissue level é 825 Mpa, portanto tensões maiores que estas refletiriam em falha do implante.
- Mensurou a tensão e deformação compressivas sobre o osso ao redor dos implantes durante a mastigação. Uma tensão maior que 133 Mpa e compressão maior do que 193 Mpa Reilly e Burstein⁽²⁹⁾, provocará reabsorção do osso e consequente perda do implante.

Quantificou a tensão sobre os componentes protéticos e da estrutura metálica da prótese após a aplicação de carga. Deformações maiores do que 552 Mpa (tensão na ruptura)⁽³⁰⁾, sugere fratura da barra protética, e tensão maior ou igual a 830Mpa⁽³¹⁾ sugere falha dos componentes protéticos.

RESULTADOS

Carga na região de molar

Análise das tensões à nível ósseo

O maior pico de tensão ficou concentrado na região peri-implantar dos molares do lado esquerdo. Para todos os grupos, foram observados valores bem semelhantes.

O grupo G10 apresentou a tensão máxima de von Mises mais tênue ($\sigma_{vm}= 43,18$, $\sigma_{max}=39,95$, $\sigma_{min}=2,00$), seguido do grupo G8 ($\sigma_{vm}= 45,00$, $\sigma_{max}=38,45$, $\sigma_{min}=3,54$) e G6 ($\sigma_{vm}= 56,72$, $\sigma_{max}=36,65$, $\sigma_{min}=3,25$). O grupo G4 apresentou o maior pico de tensão ($\sigma_{vm}= 60,25$, $\sigma_{max}=31,80$, $\sigma_{min}=7,44$). As áreas de tração são observadas na região vestibular de inserção do implante.

Observou-se, para todos os grupos, valores de tração (σ_{max}) bem semelhantes entre si. Nessa análise, pôde-se observar também, áreas de compressão (σ_{min}), onde mais uma vez, o G4 apresentou valores mais elevados.

Análise das tensões nos implantes

Para todos os grupos, foram encontrados maiores concentrações de tensão na região posterior esquerda do implante. O grupo G10 apresentou valores de tensão mais tênue, com 82,57 Mpa, seguido do grupo G8 com 85,55Mpa e grupo G6 com 111,09Mpa. O grupo G4 foi o que apresentou valor de tensão mais elevado, 120,40Mpa. Para todos os modelos, as tensões máximas foram encontradas na região lingual no terço cervical do implante.

Análise das tensões dos componentes protéticos

Intermediário

Os grupos G6, G8 e G10, apresentaram picos de tensões bem semelhantes com 252,98 Mpa, 228,05 Mpa e 217,90Mpa, respectivamente. Já para o G4 a tensão máxima de Von Mises no *synocta* foi a mais tênue, com 114,54Mpa.

Barra protética e coping

Observando-se os perfis de tensão de von Mises na barra de uma vista frontal, nota-se que existe um maior esforço aplicado, para todos os grupos, sobre a região do implante mais próximo do *cantilever* esquerdo, onde a carga foi aplicada. Para os grupos G6, G8 e G10, os picos de tensão máxima foram 184,08; 173,17 e 171,25MPa, respectivamente. Todos esses picos localizados na região frontal da barra. Já o G4, apresentou maior pico de tensão no coping, com valores de 355,19 Mpa, sendo bem mais elevado do que os demais grupos.

Parafuso protético

Para os parafusos protéticos, o G4 foi o que apresentou um pico de tensão muito menor comparado aos demais grupos, com valores de 61,62 MPa. O G6 apresentou o maior pico de tensão, com 149,49 MPa, seguido do grupo G8 e G10 com 132,14 e 118,24 MPa, respectivamente.

Todos os resultados para carga na região molarestão descritos na tabela 03.

Carga na região incisal

Análise da tensão à nível ósseo

Os picos de tensão tiveram valores semelhantes e foram diminuindo à medida que o comprimento foi aumentado, porém com diferenças muito pequenas. Foi observada uma força de tração (tensão máxima- σ_{max}) na área vestibular da região de inserção do implante, na qual o G4 apresentou maior valor de tração. Foram observadas também, áreas de compressão (tensão mínima- σ_{min}). O G4 foi o grupo que apresentou valores mais elevados, como segue: G4 ($\sigma_{vm}= 32,31$, $\sigma_{max}=16,85$, $\sigma_{min}=4,63$), G6 ($\sigma_{vm}= 27,72$, $\sigma_{max}=14,26$, $\sigma_{min}=1,27$), G8 ($\sigma_{vm}= 23,29$, $\sigma_{max}=13,29$, $\sigma_{min}=1,28$), G10 ($\sigma_{vm}= 21,52$, $\sigma_{max}=14,09$, $\sigma_{min}=1,36$). A região periimplantar foi a que apresentou maior pico de tensão para todos os grupos.

Análise das tensões nos implantes

O pico de tensão para todos os grupos se deu na região das primeiras roscas nos implantes que estavam localizados na região incisal, onde foi aplicada a força de 100N. A variação do pico de tensão foi bem semelhante para todos os grupos. Na ordem crescente de tensão observou-se valores de: 39,20 Mpa para G10; 41,73 Mpa para G4; 46,98 Mpa e 46,99 Mpa, para G8 e G6, respectivamente.

Análise das tensões dos componentes protéticos

Intermediário

O grupo G4 foi o que apresentou menor pico de tensão, com valores de 54,92 Mpa. Os grupos G6, G8 e G10, tiveram pouca diferença no pico de tensão, com 145,39 Mpa; 137,27 Mpa e 131,71 Mpa, respectivamente. A região do *synocta* que apresentou maior tensão foi na área das roscas.

Barra protética e coping

Analizando a barra protética, o G4 apresentou um pico de tensão bem mais elevado do que os demais grupos, com valores de 199,87 Mpa. Os grupos restantes apresentaram picos menores e mais semelhantes entre si, com valores de 62,08 Mpa; 64,13 Mpa e 67,74 Mpa para os grupos G10, G8 e G6, respectivamente.

Parafuso protético

O mesmo comportamento foi observado para o parafuso protético, tendo os grupos G6, G8 e G10 apresentando picos de tensão semelhantes entre si, com valores de 80,54 Mpa; 81,23 Mpa e 82,50 Mpa, respectivamente, enquanto que o G4 exibiu uma tensão menor de 45,57 Mpa. Os picos de tensão foram observados em áreas iguais para todos os grupos, na região de haste do parafuso, bem próximo à cabeça.

Todos os resultados para carga na região incisal estão descritos na tabela 4.

Uma comparação dos resultados apresentados por todos os grupos nas tensões analisadas (osso, implante, *synocta*, barra e parafuso protético) para carga na região molar e incisal está representada na figura 02.

5 DISCUSSÃO

Esta análise por meio do MEF foi realizada para avaliar a influência do comprimento (longo x curto x extra curto) dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo. No entanto, as limitações inerentes ao MEF no que se refere à distribuição da tensão devem sempre ser levadas em consideração.

Algumas limitações deste trabalho incluem as simplificações assumidas durante as fases de montagem dos modelos e análise, tais como o pressuposto de completa osseointegração dos implantes, perfeita adaptação entre as peças e a prótese, pois, tem sido relatado que as duas principais razões para complicações em próteses implantossuportadas são a falta de adaptação passiva entre os componentes e contatos oclusais destrutivos⁽³²⁻³⁴⁾. Jemt *et al.*⁽³⁵⁾ pontuam que um dos requisitos para a obtenção e manutenção da osseointegração é a distribuição apropriada de tensão quando em função. Neste estudo, foi considerada uma perfeita adaptação entre todos os componentes do modelo, possibilitada pela modelagem em computador. Clinicamente, sabe-se que nos implantes endósseos existem diferentes graus de osseointegração, porém, tem sido relatado que isso não afeta os níveis de distribuição de tensão para carga axial ou oblíqua no MEF⁽³⁶⁾.

Existem dois tipos de cargas possíveis de serem evidenciadas no ciclo mastigatório, as verticais e as oblíquas, que podem afetar os implantes conforme sua intensidade durante a mastigação. Deve-se ressaltar que os resultados apresentados neste trabalho referem-se às tensões geradas pela aplicação de apenas uma carga vertical de 100N na região de molares, justificando-se a aplicação da carga no primeiro molar porque é a região de maior força exercida durante a mastigação e uma carga vertical de 100N na região de incisivos, simulando o corte dos alimentos. Este protocolo de carga na região de molar e incisal foi utilizado em estudos anteriores de implantes e próteses sobre implantes com análise por elementos finitos⁽³⁷⁻³⁹⁾. Semelhantemente a presente pesquisa, uma grande parte dos estudos que analisam a ação das forças que incidem nas próteses sobre implantes, se referem apenas as forças verticais^(30, 40-42), enquanto outros também tem avaliado a carga oblíqua^(36, 37).

Vale a pena ressaltar, ainda, que a condição da articulação temporomandibular não foi precisamente modelada. O disco articular não foi representado e movimentos de rotação e translação não foram inseridos, uma vez que os côndilos foram fixados de maneira rígida ao osso temporal. Isto se deve ao fato que o principal interesse da análise estrutural via MEF é

avaliar o movimento causado pela mordida na região mais solicitada da prótese e dos implantes, e não os movimentos cíclicos da mandíbula durante a mastigação, portanto, nossos resultados não foram qualitativamente invalidados. Em todos os modelos essa simplificação foi inserida.

Ainda considerando o modelo construído, um grande diferencial desse estudo é que as propriedades mecânicas da mandíbula foram consideradas de natureza anisotrópica, ou seja, as propriedades mecânicas são diferentes para cada direção, já que o osso cortical e medular não são homogêneos, as propriedades elásticas e a densidade óssea são diferentes entre indivíduos e até mesmo em distintas regiões do mesmo arco.

No entanto, Geng *et al.*⁽⁴³⁾, por meio de uma revisão da literatura, avaliaram o status atual das aplicações do MEF em implantodontia e concluíram que na maioria dos estudos reportados a suposição feita é de que os materiais são homogêneos e lineares e que eles possuem comportamento material elástico caracterizado por 2 constantes de material: módulo de Young e coeficiente de Poisson. Em uma simulação com implantes unitários, O'mahony *et al.*⁽⁴⁴⁾ observaram que a anisotropia aumentou significativamente os níveis de tensão no osso cortical e esponjoso em comparação a um modelo isotrópico, o que também foi observado em uma simulação de um modelo all-on-four⁽⁴⁵⁾, evidenciando a influência da anisotropia.

É necessário ressaltar que, para cada modelo simulado, os componentes (implante, *synocta*, parafuso protético) foram construídos e simulados como corpos unitários, enquanto que o coping formava um corpo único com a barra. Dessa forma, foi desenvolvido modelos na condição necessária para obter uma melhor representatividade dos modelos reais e que fornecesse bons resultados na análise computacional. Ao contrario de outros estudos^(46, 47) que simplificaram os modelos, o que pode afetar os resultados obtidos. Foram aplicadas as propriedades de Liga de Co-Cr à barra, enquanto que os demais componentes receberam as propriedades de Liga de Titânio.

O presente estudo demonstrou que o aumento do comprimento dos implantes na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas com prótese tipo protocolo, diminuiu a intensidade das tensões geradas à nível ósseo e na maioria dos componentes, para as cargas na região de molar e incisal, com exceção do parafuso para carga incisal, onde a tensão aumentou com o aumento do comprimento. Entretanto, um comportamento diferente foi observado para os implantes extra curtos de 4 mm, os quais apresentaram valores de tensão no

intermediário e parafuso protético bem menor comparado aos outros grupos com implantes de maior comprimento.

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 anteriores também mostraram uma tendência para se concentrar níveis mais elevados de tensão no osso cortical^(48, 49). 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. As simulações mostraram que, no osso cortical, houve uma maior concentração de tensão na região de contato com as primeiras roscas dos implantes. Pierrisnard *et al.*⁽⁵⁰⁾ também mostraram que a tensão ao nível ósseo é concentrado em área marginal, independentemente do comprimento do implante, principalmente nas primeiras roscas. Além disso, em caso de sobrecarga, tanto implantes curtos como longos podem apresentar complicações mecânicas e falharem.

Em relação aos implantes, para carga aplicada na região incisal, foi observada maior concentração de tensão nas primeiras roscas dos implantes. Para a carga na região de molar, em todas as situações, as tensões maiores no implante ocorreram na cervical do implante mais próximo ao *cantilever*, na região de contato com o osso cortical, conforme observado em outras análises^(42, 51-56).

A justificativa racional para o uso de implantes curtos e extra-curtos é que a interface osso-implante distribui a maioria das forças oclusais para a porção mais superior do corpo do implante, próximo à crista do rebordo, onde há osso cortical⁽⁵⁷⁾. Esses dados foram confirmados por trabalhos com MEF, onde pouca tensão foi transferida para a porção mais apical do implante⁽⁵⁸⁾. Os estudos de análise de elementos finitos tem demonstrado que o comprimento do implante não possui efeito relevante na distribuição da tensão, haja vista que a maior concentração se apresenta na crista do osso alveolar ao redor de implantes⁽⁵⁹⁾. Isto respalda o uso de implantes mais curtos, uma vez que eles oferecem vantagens específicas em determinadas situações clínicas como a diminuição da necessidade de cirurgias para colocação de enxertos ósseos, para pacientes com mandíbulas atroficas, limitações anatômicas e/ou fisiológicas.

A longevidade de um implante está relacionada não só ao comprimento, mas também quanto ao número, diâmetro, tipo de prótese utilizada e a capacidade em receber cargas oclusais⁽⁶⁰⁾. O aumento do diâmetro dos implantes parece ser importante para aumentar a

estabilidade mecânica por permitir o aumento da superfície de contato osso/implante^(61, 62). O tratamento da superfície também promove o aumento da força e a área de contato osso/implante, portanto melhora a estabilidade mecânica. Alguns autores mostram melhoras nos índices de sucesso dos implantes curtos quando estes eram de superfície tratada^(59, 63, 64).

O uso de implantes longos é um fator positivo na osseointegração, pois demonstraram maiores taxas de sucesso. Isso poderia ser explicado pela maior estabilidade da parte apical de implantes longos quando comparado com implantes mais curtos⁽⁵⁰⁾. No entanto, o aumento do comprimento do implante nem sempre resulta em uma melhor distribuição de tensões peri-implantar, no intermediário e osso, como mostra o uma revisão sistemática sobre a proporção coroa/ implante e sua taxa de sobrevida, onde conclui-se que a proporção coroa/implante não influencia na perda de crista óssea marginal, apresentando, assim, uma viável taxa de sobrevida⁽¹⁴⁾. Tawil *et al.*⁽⁶⁵⁾ avaliaram a taxa clínica de sobrevida de implantes curtos instalados em regiões posteriores, sendo 33 reabilitados com coroas unitárias. O resultado mostrou que mesmo aumentando a proporção coroa/implante, em até três vezes mais, com o correto ajuste das forças oclusais e das parafunções, não houve diferença estatística em relação à proporção de um dente natural, concluindo-se que a proporção coroa/ implante não se assemelha à proporção coroa/raiz, o que parece permitir ao implante curto maior altura de coroa, sem causar danos ao sistema peri-implantar.

Em relação ao *synocta* observa-se que a tensão ficou concentrada em sua base, na região de contato com as primeiras roscas do implante tanto para a carga incisal, quanto para a de molar. A distribuição das tensões foi semelhante para todos os grupos e o pico de tensão também, com exceção para o grupo G4 onde o pico de tensão foi bem mais tênue em relação aos demais. Para avaliação da tensão de Von Mises no parafuso protético há uma diferença peculiar do G4 em relação ao valor do pico de tensão, onde se mostrou bem mais atenuado. Esses achados é um fator positivo pois, as falhas mecânicas mais freqüentes nas próteses sobre implantes são o afrouxamento e fratura do parafuso da prótese e do parafuso do pilar intermediário (*synocta*)⁽⁶⁶⁾.

Já as distribuições das tensões foram semelhantes e localizadas na região das primeiras roscas. Estes achados estão em concordância com o estudo de Pierrisnard *et al.*⁽⁵⁰⁾, o qual observaram que o comprimento do implante não influenciou na distribuição da tensão e que independentemente do comprimento, as tensões mais significantes ocorreram na junção estreita entre o eixo e a cabeça tanto do intermediário quanto do parafuso protético.

Na observação das tensões de von Mises na barra, numa vista posterior é possível perceber que o grupo G4 foi o que apresentou maior pico de tensão, chegando a ser o dobro em relação aos outros grupos de estudo. Esse achado pode ser devido à relativa diferença deste grupo em relação aos demais, não só com relação ao seu comprimento, mas também às suas roscas. 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⁽³⁰⁾. 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⁽²⁸⁾. Foi definida a liga de Co-Cr como material, que atualmente é bastante utilizada. Os estudos têm demonstrado a redução da tensão com o uso dessa liga, pois o seu módulo de elasticidade mais alto permite uma melhor distribuição das tensões⁽⁶⁷⁾.

As análises apresentadas neste projeto 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 projeto 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⁽²⁷⁾ com o objetivo de elucidar melhor os efeitos dos implantes na mandíbula. De acordo com Ferreira *et al.*⁽⁶⁸⁾ o osso não sofrerá ruptura ou reabsorção se os valores das tensões na mandíbula não ultrapassarem os limites de força máxima nos ossos humanos, que é de aproximadamente 133 Mpa para tração e 193 MPa para compressão.

As tensões principais mínimas para carga na região molar e incisal foram bem semelhantes em todos os grupos, ou seja, sofreram pouca variação e com valores bem distantes da tensão de tração máxima do osso. Para a tensão de compressão, observou-se a mesma atuação, os valores estavam bem aquém da tensão de compressão máxima do osso.

Diante dos bons resultados apresentados pelo MEF, sugere-se que estudos clínicos sejam realizados utilizando diferentes comprimentos de implantes (longos x curtos x extra-curto) na reabilitação de mandíbulas edêntulas atroficas, proporcionando maior segurança na indicação desses implantes curtos e extra-curto, assim como permitiriam um melhor acompanhamento a longo prazo dessas reabilitações.

6 CONCLUSÃO

Através do presente estudo *in vitro*, é possível concluir que:

- Em ambas as condições de mastigação foram observadas a predominância da similaridade do comportamento das tensões para todos os modelos em relação ao osso e implante. As tensões equivalentes nos componentes protéticos, em cada grupo, apresentaram valores de ordem relativamente próximos com exceção do G4 que, em algumas situações, apresentaram resultados superiores quando comparado aos demais.
- Nenhum dos grupos apresentou tensões compressivas no osso ao redor dos implantes que promovam reabsorção óssea e falha nos componentes para a carga vertical de 100N.
- Sugere-se que os implantes extra curtos de 4 mm podem ser considerados como uma importante alternativa de tratamento para reabilitação de mandíbulas edêntulas atróficas com prótese do tipo protocolo.

REFERENCIAS

1. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int.* 1989;20(7):473-80.
2. Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):483-5.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
4. Cooper LF. Factors influencing primary dental implant stability remain unclear. *J Evid Based Dent Pract.* 2012;12(3 Suppl):185-6.
5. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol.* 2011;38(7):667-76.
6. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
7. Kong YS, Park JW, Choi DJ. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2016;38(1):9.
8. Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(2):208-13.
9. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont.* 2017;26(3):252-60.
10. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today.* 2005;24(8):64-6, 8.
11. Júnior S, Ferreira J, Verri FR, Pellizzer EP, Moraes SLd, Carvalho BMd. Implantes dentais curtos: alternativa conservadora na reabilitação bucal. *Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial.* 2010;10(2):67-76.
12. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):240-51.
13. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):69-76.

14. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:67-72.
15. Mangano F, Frezzato I, Frezzato A, Veronesi G, Mortellaro C, Mangano C. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Performance of Extra-Short Locking-Taper Implants. *J Craniofac Surg.* 2016;27(3):675-81.
16. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29(4):350-6.
17. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):657-65.
18. 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.
19. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):103-14.
20. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol.* 2003;120(3):252-77.
21. 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.
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. Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed.* 2008;92(2):213-23.
26. Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1066-71.

27. Barao VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assuncao 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.
28. Koriath TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent.* 1999;82(1):67-72.
29. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405.
30. 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.
31. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983;62(2):155-9.
32. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.
33. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):169-74.
34. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
35. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):413-7.
36. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 1997;25(6):485-91.
37. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):67-74.
38. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):193-8.
39. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218-25.
40. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):493-9.
41. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):332-43.

42. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):158-64.
43. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
44. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):648-57.
45. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys.* 2009;31(7):806-15.
46. 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.
47. 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.
48. Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil.* 1995;22(12):897-903.
49. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8(5):421-33.
50. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(4):254-62.
51. 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.
52. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):633-40.
53. del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):200-10.
54. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):234-40.
55. Segundo RM, Oshima HM, Silva IN, Junior LH, Mota EG, Coelho LF. Stress distribution on external hexagon implant system using 3d finite element analysis. *Acta Odontol Latinoam.* 2007;20(2):79-81.

56. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009;18(5):393-402.
57. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17(2):126-31.
58. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63(6):671-6.
59. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(3):487-96.
60. Ogiso M, Tabata T, Kuo PT, Borgese D. A histologic comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):581-8.
61. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):103-10.
62. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):139-44.
63. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(3):161-72.
64. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:35-51.
65. 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.
66. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent*. 1990;63(4):451-7.
67. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.
68. 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.



Figura 1 - Modelos de todos os grupo: G4- implantes de 4mm; G6 - implantes de 6mm; G8 - implantes de 8mm; G10 - implantes de 10mm.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas das regiões da mandíbula usadas no estudo.

Propriedade Material	Osso Cortical						Osso Medular	Refererências
	Sínfise	Corpo	Ângulo	Ramo	Côndilo	Coronóide		
Ex	20.492	21.728	23.793	24.607	23.500	28.000	1.500	(18)
Ey	12.092	12.700	12.757	12.971	12.650	14.000	1.500	(18)
Ez	16.350	17.828	19.014	18.357	17.850	17.500	1.500	(18)
$\sqrt{xy}$	0.43	0.45	0.41	0.38	0.32	0.28	0.3	(18)
$\sqrt{yz}$	0.22	0.2	0.22	0.23	0.25	0.28	0.3	(18)
$\sqrt{xz}$	0.34	0.34	0.3	0.28	0.24	0.23	0.3	(18)
	5.317	5.533	5.493	5.386	5.500	5.750	-	(18)
Gyz	4.825	5.083	4.986	5.014	5.150	5.300	-	(18)
Gxz	6.908	7.450	7.579	7.407	7.150	7.150	-	(18)

E= Módulo de Young (Elasticidade); $\sqrt{}$ = Coeficiente de Poisson (Deformação); G= Módulo de Cisalhamento.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
TITANIO	110.000	0.33	(24, 68-70)
LIGA DE CO-Cr	220.000	0.30	(7)

Tabela 3 - Descrição dos resultados do pico de tensão de Von mises (MPa) para carga na região de molar

CARGA PARA REGIÃO MOLAR					
	OSSO	IMPLANTE	SYNOCTA	BARRA/COPING	PARAFUSO
G4	60,25	120,4	114,54	355,19	61,66
G6	56,72	111,09	252,98	184,08	149,49
G8	45,00	90,16	228,05	173,17	132,14
G10	43,18	82,52	217,90	171,25	118,24

Tabela 4- Descrição dos resultados do pico de tensão de Von mises (MPa) para carga na região incisal

CARGA PARA REGIÃO INCISAL					
	OSSO	IMPLANTE	SYNOCTA	BARRA/COPING	PARAFUSO
G4	32,31	41,73	54,92	199,87	45,57
G6	27,72	46,99	145,39	67,74	80,54
G8	23,29	46,80	137,27	64,13	81,23
G10	21,52	39,20	131,71	62,08	82,50

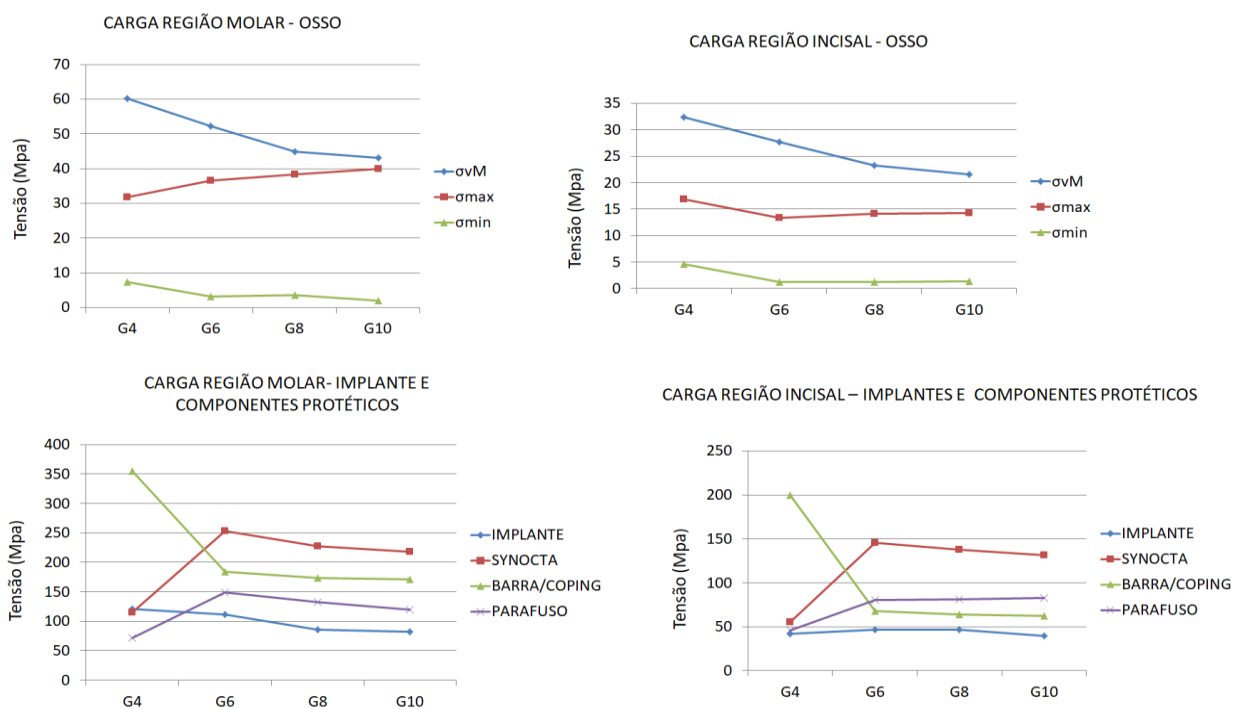


Figura 02 – Tensão de Von mises (σ_{vM}), Tensão principal máxima e mínima (em Mpa) para todos os modelos, osso, implante, synocta, barra/coping e parafuso de retenção

REFERÊNCIAS

AKCA, K.; IPLIKCIOGLU, H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. **J Oral Rehabil**, v. 29, n. 4, p. 350-6, Apr 2002. ISSN 0305-182X (Print)0305-182x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

AL-JOHANY, S. S. et al. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. **J Prosthodont**, v. 26, n. 3, p. 252-260, Apr 2017. ISSN 1059-941x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/jopr.12517> >.

ALBREKTSSON, T. et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 1, n. 1, p. 11-25, Summer 1986. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

ALLEN, F.; MCMILLAN, A. Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. **Clin Oral Implants Res**, v. 13, n. 3, p. 320-6, Jun 2002. ISSN 0905-7161 (Print)0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

ARAT BILHAN, S. et al. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. **J Biomech**, v. 48, n. 1, p. 130-7, Jan 2 2015. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.022> >.

BARAO, V. A. et al. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. **Comput Methods Programs Biomed**, v. 92, n. 2, p. 213-23, Nov 2008. ISSN 0169-2607 (Print)0169-2607. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2008.07.009> >.

_____. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. **J Craniofac Surg**, v. 20, n. 4, p. 1066-71, Jul 2009. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181abb395> >.

_____. 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**, v. 46, n. 7, p. 1312-20, Apr 26 2013. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.008> >.

BARBIER, L. et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 11, p. 847-58, Nov 1998. ISSN 0305-182X (Print)0305-182x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

BATISTA, A. U. D.; RUSSI, S.; ARIOLI FILHO, J. N. Comparações entre overdentures e próteses totais fixas sobre implantes. Revisão da literatura. 18/10/2006 2006. Disponível em: < [http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=BBO\(=p&nextAction=lnk&exprSearch=23509&indexSearch=ID](http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=BBO(=p&nextAction=lnk&exprSearch=23509&indexSearch=ID) >.

BLANES, R. J. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. **Clin Oral Implants Res**, v. 20 Suppl 4, p. 67-72, Sep 2009. ISSN 0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01762.x> >.

BORCHERS, L.; REICHART, P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. **J Dent Res**, v. 62, n. 2, p. 155-9, Feb 1983. ISSN 0022-0345 (Print)0022-0345. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/00220345830620021401> >.

CAMPINAS, U. E. D.; MOURA, M. D. S.; PAVANELLO, R. Elaboração de uma ferramenta computacional para modelagem de próteses e ossos através da proelasticidade acoplada. 2014-07-16T17:53:26Z 2014. Disponível em: < <http://unicamp.sibi.usp.br/handle/SBURI/16816> >.

CHAO, Y. L. et al. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 3, n. 6, p. 255-61, Dec 1995. ISSN 0965-7452 (Print)0965-7452. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CHAPMAN, R. J. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. **Quintessence Int**, v. 20, n. 7, p. 473-80, Jul 1989. ISSN 0033-6572 (Print)0033-6572. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CHEN, J. et al. A comparative study on complete and implant retained denture treatments: a biomechanics perspective. **J Biomech**, v. 48, n. 3, p. 512-9, Feb 5 2015. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.043> >.

COOPER, L. F. Factors influencing primary dental implant stability remain unclear. **J Evid Based Dent Pract**, v. 12, n. 3 Suppl, p. 185-6, Sep 2012. ISSN 1532-3382. Disponível em: < [http://dx.doi.org/10.1016/s1532-3382\(12\)70033-7](http://dx.doi.org/10.1016/s1532-3382(12)70033-7) >.

CRUZ, M. et al. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 3, p. 391-403, May-Jun 2009. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

FERNANDEZ, J. R. et al. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. **J Biomech**, v. 36, n. 3, p. 329-37, Mar 2003. ISSN 0021-9290 (Print)0021-9290. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

FISCHMAN, B. The rotational aspect of mandibular flexure. **J Prosthet Dent**, v. 64, n. 4, p. 483-5, Oct 1990. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 6, p. 585-98, Jun 2001. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1067/mpr.2001.115251> >.

IPLIKCIOGLU, H.; AKCA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. **J Dent**, v. 30, n. 1, p. 41-6, Jan 2002. ISSN 0300-5712 (Print)0300-5712. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

JÚNIOR, S. et al. Implantes dentais curtos: alternativa conservadora na reabilitação bucal. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial**, v. 10, n. 2, p. 67-76, 2010. ISSN 1808-5210.

KELTJENS, H. M. et al. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 2, p. 208-13, 1993. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

KONG, Y. S.; PARK, J. W.; CHOI, D. J. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants. **Maxillofac Plast Reconstr Surg**, v. 38, n. 1, p. 9, Dec 2016. ISSN 2288-8101 (Print)2288-8101. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1186/s40902-016-0054-4> >.

LINDQUIST, L. W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G. E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 59, n. 1, p. 59-63, Jan 1988. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

LOVALD, S. T.; WAGNER, J. D.; BAACK, B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 5, p. 973-85, May 2009. ISSN 0278-2391. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2008.12.032> >.

MALCHIODI, L. et al. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. **Clin Oral Implants Res**, v. 25, n. 2, p. 240-51, Feb 2014. ISSN 0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/clr.12105> >.

MANGANO, F. et al. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Performance of Extra-Short Locking-Taper Implants. **J Craniofac Surg**, v. 27, n. 3, p. 675-81, May 2016. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/scs.0000000000002562> >.

MISCH, C. E. Short dental implants: a literature review and rationale for use. **Dent Today**, v. 24, n. 8, p. 64-6, 68, Aug 2005. ISSN 8750-2186 (Print)8750-2186. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 6, p. 949-56, Dec 1992. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v. 16, n. 4, p. 486-94, Aug 2005. ISSN 0905-7161 (Print)0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x> >.

REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **J Biomech**, v. 8, n. 6, p. 393-405, 1975. ISSN 0021-9290 (Print)0021-9290. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

ROKNI, S. et al. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 20, n. 1, p. 69-76, Jan-Feb 2005. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

S., L. R. et al. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos**. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 11: 35-43 p. 2006.

SCHWARTZ-DABNEY, C. L.; DECHOW, P. C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. **Am J Phys Anthropol**, v. 120, n. 3, p. 252-77, Mar 2003. ISSN 0002-9483 (Print)0002-9483. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/ajpa.10121> >.

SEVIMAY, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 3, p. 227-34, Mar 2005. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019> >.

STUKER, R. A. et al. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. **J Appl Oral Sci**, v. 16, n. 1, p. 55-8, Jan-Feb 2008. ISSN 1678-7757. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

SUGIURA, T. et al. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 11, p. 2397-403, Nov 2009. ISSN 0278-2391. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2008.08.042> >.

TASHKANDI, E. A.; LANG, B. R.; EDGE, M. J. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 2, p. 158-64, Aug 1996. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

TAWHAI, M. et al. Multiscale modeling in computational biomechanics. **IEEE Eng Med Biol Mag**, v. 28, n. 3, p. 41-9, May-Jun 2009. ISSN 0739-5175. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1109/memb.2009.932489> >.

TELLEMAN, G. et al. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. **J Clin Periodontol**, v. 38, n. 7, p. 667-76, Jul 2011. ISSN 0303-6979. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-051X.2011.01736.x> >.

TEPPER, G. et al. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. **Clin Oral Implants Res**, v. 13, n. 6, p. 657-65, Dec 2002. ISSN 0905-7161 (Print)0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

VAJGEL, A. et al. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 71, n. 2, p. 335-42, Feb 2013. ISSN 0278-2391. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2012.09.019> >.

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J Dent**, v. 36, n. 7, p. 463-71, Jul 2008. ISSN 0300-5712 (Print)0300-5712. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.010> >.

ANEXO A- NORMAS PARA PUBLICAÇÃO DO PERIÓDICO 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:

1. 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 Protheses: 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.