

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

BERNARDO RODRIGUES DE OLIVIERA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EFEITO DA ESPLINTAGEM E DA CONEXÃO
PROTÉTICA EM IMPLANTES EXTRA-CURTOS**

JUIZ DE FORA
2017

BERNARDO RODRIGUES DE OLIVEIRA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EFEITO DA ESPLINTAGEM E DA CONEXÃO
PROTÉTICA EM IMPLANTES EXTRA-CURTOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção de título de Mestre. Área de concentração: em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo

Co-orientador: Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior

JUIZ DE FORA

2017

BERNARDO RODRIGUES DE OLIVEIRA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EFEITO DA ESPLINTAGEM E DA CONEXÃO
PROTÉTICA EM IMPLANTES EXTRA-CURTOS**

Exame de Dissertação apresentado ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em __/__/__

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof^a. Dr^a. Flávia de Souza Bastos
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior
Universidade Federal de Juiz de Fora

FICHA CATALOGRÁFICA

Sobrenome, Nome

Nome do trabalho nome do trabalho nome do trabalho nome do trabalho
nome do trabalho nome do trabalho – Cidade, ano.

Nº de páginas

Área de concentração: Lorem ipsum.

Orientador: Prof. Dr. Fulano de Tal.

Tese (DOUTORADO ou Mestrado) – Instituição com toda a hierarquia.

1.Palavra chave; 2. Palavra chave; 3. Palavra chave

AGRADECIMENTOS

“O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso, existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis.”

Fernando Sabino

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MEF	Método de Elementos Finitos
σ^{\max}	Tensão principal máxima
σ^{\min}	Tensão principal mínima
τ	Tensões de cisalhamento
ϵ^{\max}	Deformação máxima
σ^{VM}	Tensões de von Mises
CM	Cone Morse
HE	Hexágono Externo
FE-UFJF	Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Juiz de Fora
HEE	Hexágono Externo Esplintado
HENE	Hexágono Externo Não Esplintado
CME	Cone Morse Esplintado
CMNE	Cone Morse Não Esplintado
1ºM	Primeiro Molar
2ºM	Segundo Molar

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Classificação e divisão dos grupos.....	15
Tabela 1 - Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.....	17
Tabela 2 – Valores máximos de σ^{VM} equivalente máxima obtidas para os implantes, pilares e parafusos protéticos analisados.....	20
Tabela 3 - Tensões e deformações obtidas no osso cortical e medular.....	24

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Modelos experimentais.....	16
Figura 2 - Carregamento dos modelos experimentais.....	17
Figura 3 – Valores máximos de σ^{VM} equivalente máxima para os implantes, pilares e parafusos protéticos.....	21
Figura 4 - Distribuição de σ^{VM} para implantes, pilares e parafusos protéticos dos grupos CME, CMNE, HEE e HENE.....	22
Figura 5 – Valores máximos de σ^{max} , σ^{min} e τ no tecido ósseo cortical e medular.....	24
Figura 6 - Distribuição de σ^{max} , σ^{min} , τ e ϵ^{max} no osso cortical e medular dos grupos HENE e HEE.	25
Figura 7 - Distribuição de σ^{max} , σ^{min} , τ e ϵ^{max} no osso cortical e medular dos grupos CMNE e CME.....	26

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	PROPOSIÇÃO	13
3	MATERIAL E MÉTODOS	14
	3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	14
	3.2 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS.....	15
4	RESULTADOS	19
5	DISCUSSÃO	27
6	CONCLUSÃO	31
7	REFERÊNCIAS	32

1 INTRODUÇÃO

A utilização dos implantes dentários é considerada um procedimento terapêutico de sucesso estético-funcional para a reabilitação da ausência dentária em região posterior dos arcos maxilo-mandibulares (MARKOVIC et al., 2015; ZEMBIC et al., 2013). A ausência dentária associada a fatores sistêmicos e a longos períodos de edentulismo pode acarretar em reabsorções em altura e espessura do osso alveolar (ANITUA; PINAS; et al., 2014). A redução em altura pode ser considerada um fator de risco para o tratamento restaurador com implantes dentários, especialmente na região posterior de mandíbula e maxila, onde estão presentes estruturas anatômicas, como o nervo alveolar inferior e o seio maxilar (MISCH et al., 2006; ROSSI et al., 2010), e que são regiões submetidas a maiores forças mastigatórias (KOC; DOGAN; BEK, 2010).

As soluções terapêuticas para reabilitação de rebordos reabsorvidos, principalmente na região posterior da mandíbula, limitam-se a procedimentos cirúrgicos complexos como enxerto de tecido ósseo (SONG; LEE; KIM, 2015), lateralização do nervo alveolar inferior (SUZUKI et al., 2012) e distração osteogênica (CHIAPASCO et al., 2004), ou como alternativa a instalação de implantes curtos, 6 a 8 mm de comprimento e/ou extra-curtos, menores de 6 mm de comprimento (AL-JOHANY et al., 2017; MENDONÇA et al., 2014).

No entanto, os procedimentos cirúrgicos com o objetivo de ganho ósseo, especialmente em altura, como enxertos de tecidos ósseos e a distração osteogênica apresenta altas taxas de reabsorção do osso enxertado e baixa previsibilidade, respectivamente (PERDIJK et al., 2011). Além do aumento da morbidade do procedimento, há maiores riscos de complicações pós-operatórias, alterações neuro-sensorias, como na técnica de lateralização do nervo alveolar inferior (LEE et al., 2014), e aumento do tempo terapêutico.

A opção de tratamento de mandíbulas posteriores atroficas com implantes curtos ou extra-curtos apresentou maior segurança após a evolução dos diversos tratamentos de superfície. Estudos que avaliaram os implantes curtos mostraram taxas de sobrevivência e sucesso comparáveis às obtidas com implantes de comprimento convencional (<10mm), como em estudos clínico (ANITUA; ALKHRAIST; et al., 2014; MANGANO et al., 2016) e revisões sistemáticas (ANNIBALI et al., 2012; MEZZOMO et al., 2014). Mais recentemente, a instalação

de implantes dentários extra-curtos tem sido proposta em situação de altura óssea severamente reduzida (GULJE et al., 2014; THOMA et al., 2015).

Entretanto, embora alguns estudos relatem favoráveis taxas de sobrevivência em reabilitações com implantes extra-curtos (RAVIV; TURCOTTE; HAREL-RAVIV, 2010; THOMA et al., 2015), observa-se incertezas quanto ao seu comportamento biomecânico, ao efeito sobre a osseointegração e sobre os componentes protéticos, pois apresentam coroas protéticas mais longas, devido ao maior espaço entre os arcos maxilomandibulares (BLANES et al., 2007; LAN et al., 2012), e uma proporção coroa/implante considerada como desfavorável. Estes fatores, associados a uma menor área de contato osso/implante devido ao comprimento reduzido, sugerem um comportamento biomecânico de risco (JAYME et al., 2015; SANZ; NAERT, 2009), principalmente em reabilitação com implantes unitários (). O aumento na concentração de tensões e o maior desafio biomecânico podem incorrer em reabsorções ósseas, pela sobrecarga oclusal, que em alguns casos podem ocasionar à falha da osseointegração do implante, ou soltura e/ou fratura de parafusos protéticos (ROSSI et al., 2010; TONIOLLO et al., 2016).

Com o intuito de reduzir a concentração de tensões e melhorar a dissipação das forças mastigatórias, a literatura sugere o uso de implantes com conexões protéticas cônicas, as quais apresentam-se mais estáveis quando comparadas com as conexões protéticas do tipo hexagonal externa e, a utilização de implantes com maior diâmetro e/ou a união das coroas protéticas (esplintagem) para aumentar a área de contato osso/implante (TSOUKNIDAS et al., 2015). Contudo, a união de implantes contíguos pode dificultar a higienização e provocar complicações biológicas como a peri-implantite (OGAWA et al., 2010).

Diversas metodologias já foram aplicadas buscando-se o entendimento do comportamento biomecânico das reabilitações com implantes curtos. Análises a base de testes destrutivos, como testes de fadiga por meio de ciclagem mecânica, ou a base de testes não destrutivos, como análises de extensimetria (SOTTO-MAIOR et al., 2012) ou MEF (FUH et al., 2013; KONG; PARK; CHOI, 2016). Assim, a utilização de diferentes metodologias, como o MEF, possibilita uma análise mais crítica da distribuição de tensões e deformações, prevendo sítios de concentrações e/ou dissipações de tensões, verificando-se a resistência a fratura e possibilitando melhor indicação para a utilização dos implantes curtos e com maior confiabilidade.

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivo avaliar o efeito biomecânico da esplintagem de coroas protéticas e do tipo de conexões protéticas (Cone Morse e Hexágono Externo) quanto à distribuição das tensões de tração (σ^{\max}), de compressão (σ^{\min}) e de cisalhamento (τ), da deformação máxima (ϵ^{\max}) para o tecido ósseo e as tensões de von Mises (σ^{vM}) nas estruturas do implante, do pilar protético e do parafuso protético.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento experimental

Um segmento tridimensional da região posterior de uma mandíbula com atrofia óssea, parcialmente edêntula, foi construído virtualmente com base em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (Sistema de Imagem 3D Cone Beam i-CAT; Imagiologia Sciences International, Hatfield, EUA). O segmento ósseo foi constituído por osso medular envolto por osso cortical com a espessura de 2 mm (espessura média de osso cortical encontrada na região posterior de mandíbula) (MARKOVIC et al., 2015).

A partir de tal segmento ósseo, quatro montagens foram construídos simulando-se a presença de dois implantes extra-curtos na região de primeiro e segundo molares inferiores, variando as conexões das plataformas protéticas CM e HE. O desenho dos implantes foi desenvolvido a partir da geometria de produtos com conexão do tipo plataforma HE e CM de dimensões 4x5mm (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil) com espaçamento entre os centros de cada implante definido em 11mm para todos os grupos, de acordo com estudos presentes na literatura (YILMAZ et al., 2011).

Sobre os implantes dentários, foram reproduzidos os pilares protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil) e os parafusos protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil) e duas coroas protéticas parafusadas de zircônia (esplintadas ou não), possuindo, ambas, a anatomia de um primeiro molar inferior. A proporção coroa/implante utilizada para os modelos foi de 1:0,5. A relação ideal coroa-raiz recomendada é de 1:2, e no mínimo de 1:1 para um dente pilar (ANITUA; ALKHRAIST; et al., 2014).

Com o auxílio do programa Solidworks 2016 (3D tech-Solidworks, Waltham, EUA), os quatro modelos experimentais foram definidos através da combinação das plataformas de conexão e da união entre as coroas protéticas (Quadro 1 e Figura 1).

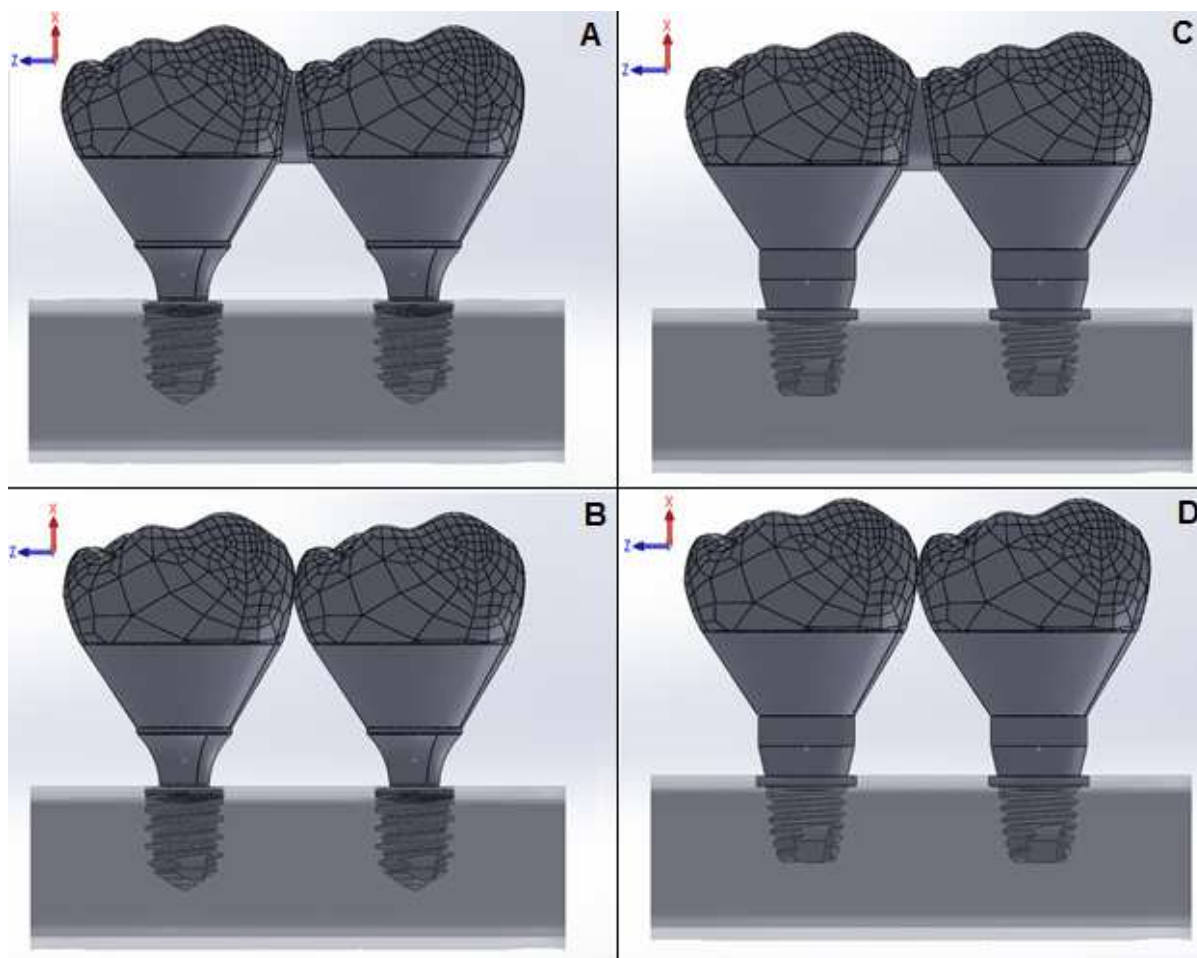
Quadro 1 - Classificação e divisão dos grupos.

Grupo	Plataforma Protética do Implante	Coroas Protéticas
HEE	HE	Esplintadas
CME	CM	Esplintadas
HENE	HE	Não Esplintadas
CMNE	CM	Não Esplintadas

3.2 Análise por elementos finitos

Posteriormente a montagem dos grupos com auxílio do programa Solidworks 2016 (3D tech-Solidworks, Waltham, EUA), as montagens foram exportadas para o programa de análise matemática dos elementos finitos AnsysWorkbench versão 14.0 (Swanson Analysis Inc., Houston, EUA), onde uma análise biomecânica não-linear tridimensional para elementos finitos foi realizada.

As propriedades biomecânicas dos implantes, pilares protéticos, parafusos protéticos, coroas protéticas e o tecido ósseo foram representados por modelos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (Tabela 1) (FUH et al., 2013; IPLIKÇIOĞLU; AKÇA, 2002; KONG et al., 2016).



A) CME; B) CMNE; C) HEE; D) HENE;

Figura 1 - Modelos experimentais.

Para a análise foi gerada uma malha de elementos e nós em todos os modelos que foram submetidos a processo de refinamento e uma análise de convergência a 5% foi realizada para confirmar sua precisão e garantir a comparação dos resultados.

Após a análise de convergência, o valor do tamanho da malha foi definido em 0,4 mm. Os modelos apresentaram uma série de elementos cuja quantidade variou de 138.021 a 116.819 e um número de nós que variou de 236.399 a 203.938. As condições de contorno foram definidas mediante a fixação da distância nas superfícies externas mesial e distal do segmento ósseo em todas as direções dos eixos cartesianos (x, y e z). O carregamento dos modelos foi realizado nos pontos de contatos oclusais correspondentes a uma oclusão normal (Figura 2).

Tabela 1 - Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estrutura	Módulo de Young, E (Gpa)	Coefficiente de Poisson, δ
Titânio (Implante, parafuso e pilar protético)*	100	0,35
Zircônia (Coroa Protética)#	210	0,31
Osso Medular**&	1,85	0,30
Osso Cortical*	13,7	0,30

x- vestibulo-lingual; y, ocluso-apical; z, mesio-distal

*(IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002) #(FUH et al., 2013) &(KONG et al., 2016)

Quando foi simulada a posição de intercuspidação entre os dentes, a relação de contato do dente antagonista ocorreu nas vertentes triturantes e deslizantes das cúspides dentárias dos arcos opostos. Para os molares inferiores (coroas protéticas), a relação de contato ocorreu nas vertentes deslizantes e triturantes das cúspides vestibulares e nas vertentes triturantes das cúspides linguais. O carregamento oclusal foi caracterizado por uma carga de 365N aplicada na direção da oclusão normal, perpendicular à cúspide da coroa protética e distribuída em cinco pontos de contato oclusal com área de 5 mm² para cada dente/coróa protética (HATTORI et al., 2009; TONIOLLO et al., 2016) (Figura 2).

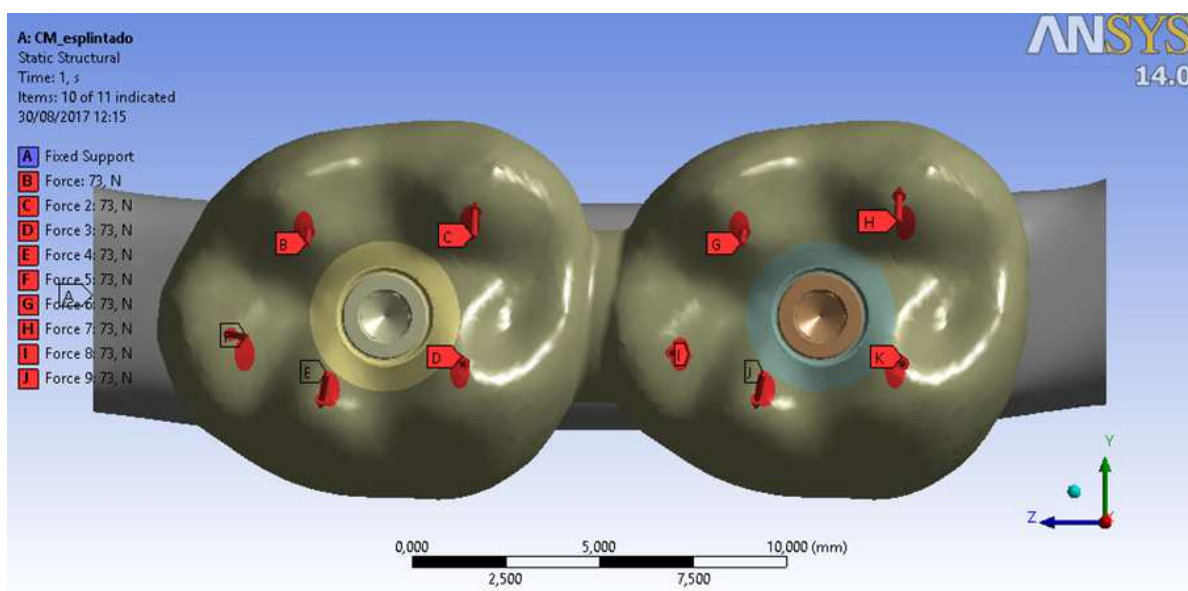


Figura 2- Carregamento dos modelos experimentais.

As regiões de contato não-linear foram definidas nas interfaces implante-tecido ósseo, implante-pilar protético e pilar protético-parafuso protético. A análise

de contato assegurou a transferência da força e da deformação entre as diferentes estruturas. Os coeficientes de atrito estabelecidos foram de 0,3 para as interfaces titânio-titânio e zircônia-zircônia (ALKAN; SERTGOZ; EKICI, 2004), de 0,65 para a interface titânio-osso cortical (YU et al., 2005) e de 0,77 para a interface titânio-osso medular (GRANT et al., 2007).

Os resultados avaliados para esta metodologia são o campo de σ^{VM} para o Implante, pilar protético e parafuso protético e, o campo de σ^{max} , σ^{min} , τ e ϵ^{max} para o tecido ósseo foram obtidos para a comparação numérica e codificada por cor entre os grupos de todos os modelos.

Os valores de σ^{VM} são definidos como o início da deformação de materiais dúcteis (IPLIKÇIOĞLU; AKÇA, 2002), como os implantes metálicos. Assim, estes valores podem ser importantes para interpretar as tensões que ocorrem dentro do material dos implantes, pilares protéticos e parafusos de retenção. A falha pode ocorrer quando os valores de σ^{VM} excedem o limite de elasticidade do material do implante, pilar protético, parafuso protético considerado 550 Mpa.

As tensões principais oferecem a possibilidade de se distinguir em σ^{max} e σ^{min} . Os valores de σ^{max} (comumente tração) e os valores de σ^{min} (comumente compressão) são importantes para materiais friáveis, como o tecido ósseo. A falha pode ocorrer quando as σ^{max} ou de σ^{min} são iguais ou superiores à resistência de tração ou de compressão do osso, podendo ser detectada quando as σ^{max} excederem 100-130 MPa ou as σ^{min} excederem 170-190 Mpa (IPLIKÇIOĞLU; AKÇA, 2002).

4 RESULTADOS

Os valores máximos de σ^{VM} de todos os grupos podem ser observados para os implantes, pilares protéticos e parafusos protéticos na Tabela 2 e na Figura 4. Os maiores valores de σ^{max} e σ^{min} para o osso cortical e medular de todos os grupos estão apresentados nas Figuras 6 e 7, juntamente com os valores de cisalhamento e deformação do tecido ósseo (Tabela 3).

Implante

Os valores de σ^{VM} nos implantes dos grupos sem espiantagem apresentaram maior concentração nas superfícies distal em ambos os implantes. Contudo, nos implantes dos grupos com espiantagem das coroas protéticas observou-se maior concentração de tensões nas superfícies externas à espiantagem dos implantes (Figura 4).

O grupo CMNE apresentou os maiores valores de σ^{VM} para o 1º molar, sendo de 342,94 Mpa para o 1º molar, entretanto o grupo HENE apresentou os maiores valores de σ^{VM} para o 2º molar, sendo de 551,89 MPa. Os implantes do grupo HEE apresentaram os menores valores de σ^{VM} de 189,01 Mpa para o 1º molar e de 121,63 MPa para o 2º molar (Figura 3). Observa-se, portanto, que os implantes do grupo HEE apresentaram o melhor comportamento biomecânico.

Os grupos em que as coroas não foram espiantadas, apresentaram um aumento de 38,12% e 43,64% das σ^{VM} frente o 1º molar dos grupos HEE e CME respectivamente, e de 107,81% e 56,46% para o 2º molar dos grupos HEE e CME respectivamente (Tabela 2).

Pilar protético

Os pilares protéticos de conexão HE apresentaram maior concentração de σ^{VM} próxima à borda de contato do pilar protético com o cilindro da coroa protética, tanto no grupo HEE quanto no HENE. Contudo, os pilares protéticos de conexão protética CM apresentaram maior concentração de σ^{VM} na borda de contato do pilar protético com o implante, tanto no grupo CME quanto no grupo CMNE (Figura 4).

No grupo HENE, os maiores valores de σ^{VM} para o pilar protético foram de 230,03 MPa para o 1º molar e de 476,23 MPa para o 2º molar, e no grupo HEE, os

maiores valores para o pilar protético foram de 121,63 MPa para o 1º molar e 328,14 MPa para o 2º molar (Tabela 2).

O grupo CMNE apresentou os maiores valores de σ^{VM} quando comparado aos valores de σ^{VM} do grupo CME, 31,94% para o 1º molar e de 17,89% para o 2º molar (Figura 3).

Parafuso Protético

A distribuição de σ^{VM} no parafuso protético dos grupos com as coroas esplintadas apresentou maior concentração das tensões nas ultimas roscas, entretanto os grupos em que não esplintaram as coroas protéticas, a distribuição de σ^{VM} foi observado nas roscas ao centro do parafuso protético. Assim, os grupos HEE e CME apresentaram uma distribuição de σ^{VM} em uma mesma região para o parafuso protético do 1º e 2º molares (Figura 4).

A conexão protética HE apresentou os maiores valores de σ^{VM} quando não realizado a esplintagem das coroas protéticas (Tabela 2), tanto para o 1º molar (32,56 MPa para o grupo HENE e 24,84 MPa para o grupo HEE) como para o 2º molar (64,59 MPa para o grupo HENE e 31,74 MPa para o grupo HEE) (Figura 3).

Da mesma forma, a conexão protética CM apresentou os maiores valores de σ^{VM} quando não esplintado as coroas protéticas, tanto para o 1º molar (52,59 MPa para o grupo CMNE e de 51,49 MPa para o grupo CME) como para o 2º molar (74,28 MPa para o grupo CMNE e 49,55 MPa para o grupo CME (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores máximos de σ^{VM} equivalente máxima obtidas para os implantes, pilares e parafusos protéticos analisados.

Grupo	Implante (MPa)		Pilar Protético (MPa)		Parafuso Protético (MPa)	
	1º M	2ºM	1º M	2º M	1º M	2º M
HEE	189,01	265,57	121,63	328,14	24,84	31,74
HENE	261,06	551,89	230,03	476,23	32,56	64,59
CME	238,74	332,49	644,99	935,64	51,49	49,55
CMNE	342,94	520,23	850,98	1103,10	52,59	74,28

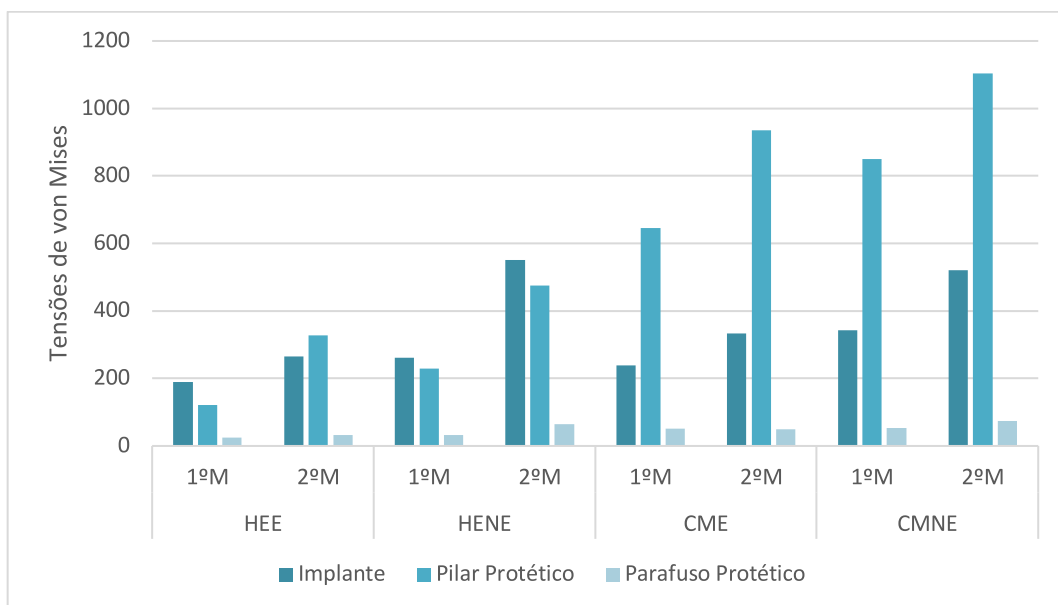
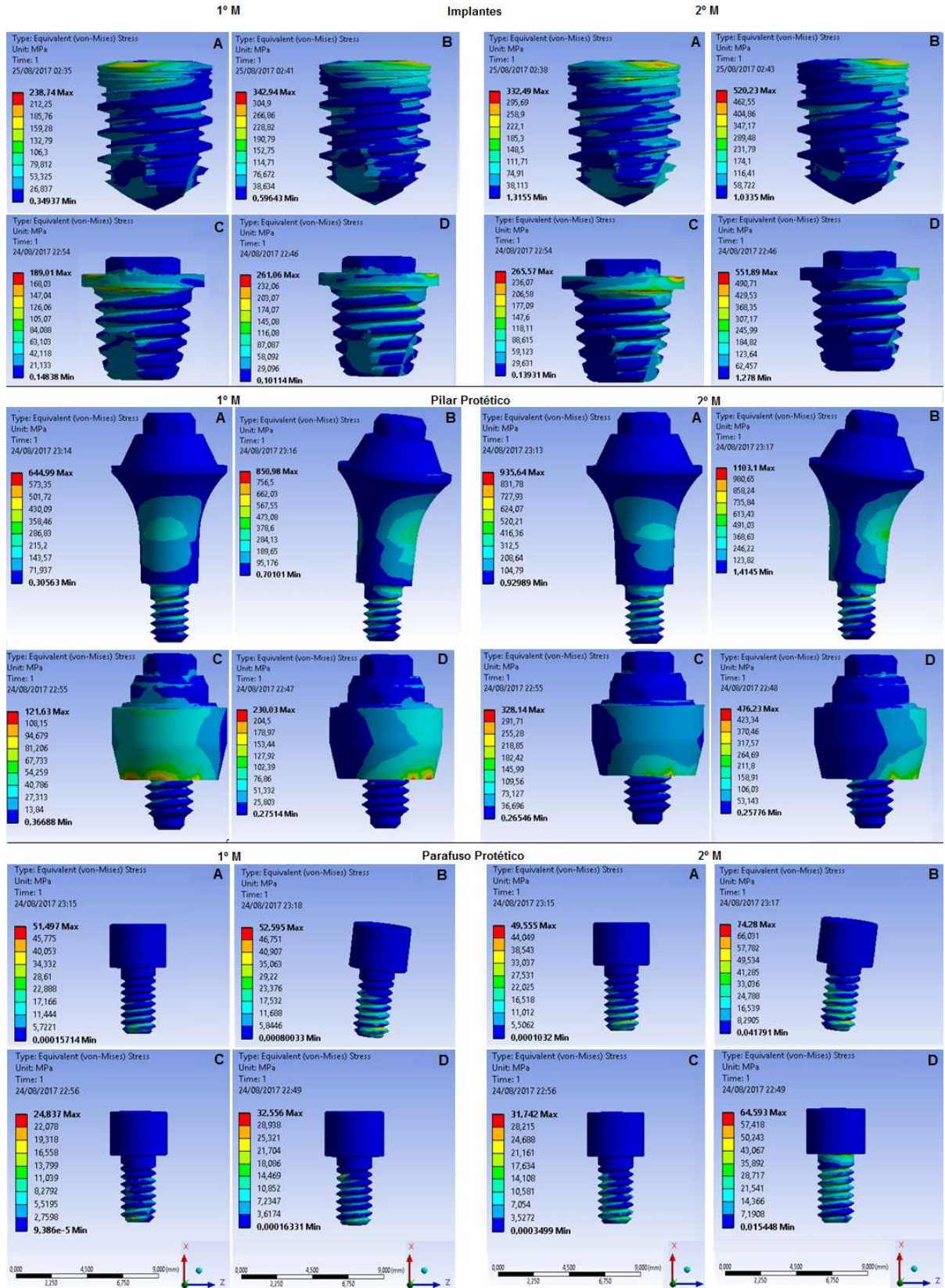


Figura 3 – Valores máximos de σ^{VM} equivalente máxima para os implantes, pilares e parafusos protético.



A) CME; B) CMNE; C) HEE; D) HENE;

Figura 4 - Distribuição de σ^M para implantes, pilares e parafusos protéticos dos grupos CME, CMNE, HEE e HENE.

Tecido Ósseo Cortical

A distribuição de σ^{\max} e σ^{\min} no tecido ósseo cortical apresentou uma maior concentração da σ^{\min} na região circundante ao implante do grupo CMNE (Figura 5).

O grupo CMNE apresentou os maiores valores de σ^{\max} e σ^{\min} , 181,94 Mpa e 234,75 Mpa, respectivamente (Figura 5). Desta forma, a distribuição de tais tensões apresentou-se de forma melhor para o tecido ósseo cortical no grupo HEE (Figura 6). Contudo, de acordo com a distribuição das cores, pode-se afirmar que o grupo CMNE apresentou uma maior concentração de σ^{\max} na região de contato entre o tecido ósseo cortical e os implantes (Figuras 7).

O tecido ósseo cortical apresentou maiores valores de τ para os grupos CMNE e CME (88,96 Mpa e 80,68 Mpa, respectivamente), sendo 84,10% (48,32 MPa) e 72,24% (46,84 MPa) maior do que os grupos HENE e HEE, respectivamente (Tabela 3).

A deformação máxima apresentou-se ligeiramente maior para os grupos com plataforma protética CM (0,0121 Mpa e 0,0095 Mpa para os grupos CMNE e CME, respectivamente) quando comparado com os grupos HENE e CMNE (0,0053 Mpa e 0,0059 Mpa, respectivamente) (Tabela 3).

Tecido Ósseo Medular

A distribuição de σ^{\max} e σ^{\min} no tecido ósseo medular apresentou uma maior concentração na região de contato com os implantes do grupo CMNE (Figura 5). Contudo, o grupo HEE apresentou melhor distribuição de σ^{\max} e σ^{\min} para a região de contato do tecido ósseo medular com os implantes instalados (Figura 6).

Contudo, a distribuição de σ^{\min} no tecido ósseo medular apresentou uma maior concentração na região distal da esplintagem dos implantes em ambos os grupos HEE (Figura 6) e CME (Figura 7).

O grupo CMNE apresentou uma maior concentração de σ^{\max} na região distal a interface de contato do tecido ósseo medular e a cervical do implante (Figura 5), entretanto, quando realizado a esplintagem das coroas protéticas, uma melhor distribuição de σ^{\max} e σ^{\min} para a região ao redor dos implantes instalados pode ser observada (Figura 6).

Os maiores valores de σ^{\max} e σ^{\min} (67,28 Mpa e 247,30 Mpa, respectivamente) foram observadas no grupo CMNE (Figura 5). A distribuição de

σ^{\min} apresentou distribuição semelhante para o tecido ósseo medular em ambos os grupos com conexão HE, entretanto os grupos com conexão CM apresentaram maiores valores de σ^{\min} para o grupo CMNE (Figura 6 e 7).

O tecido ósseo medular apresentou maiores valores de τ para o grupo CMNE (28,55 MPa), sendo 43,68% maior que o grupo HENE (65,43 MPa) (Tabela 3).

A deformação máxima foi semelhante para os grupos HEE (0,024 MPa) quanto no grupo HENE (0,026 MPa), contudo o mesmo não foi observado para os grupos com conexão protética CM (Tabela 3).

Tabela 3 - Tensões e deformações obtidas no osso cortical e medular.

Grupo	Tensão Principal Máxima (σ^{\max} - MPa)		Tensão Principal Mínima (σ^{\min} - Mpa)		Cisalhamento (τ - Mpa)		Deformação máxima (μs)	
	Cortical	Medular	Cortical	Medular	Cortical	Medular	Cortical	Medular
HEE	77,62	48,47	133,48	45,31	46,84	17,99	0,0053	0,023
HENE	87,26	52,31	152,24	48,56	48,32	19,87	0,0059	0,026
CME	144,22	49,80	209,33	111,76	80,68	26,63	0,0095	0,028
CMNE	181,94	67,28	234,75	247,30	88,96	28,55	0,0121	0,075

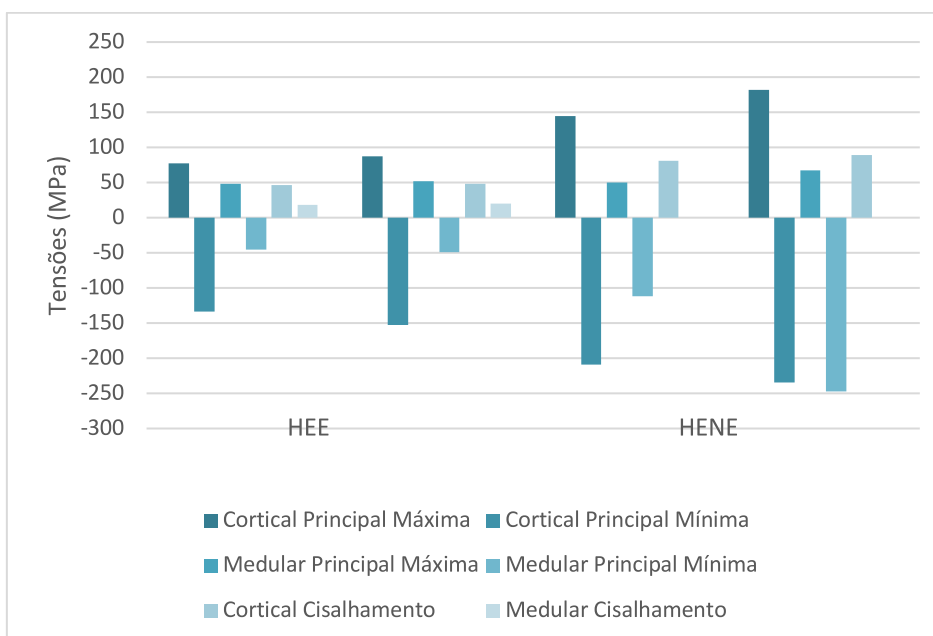
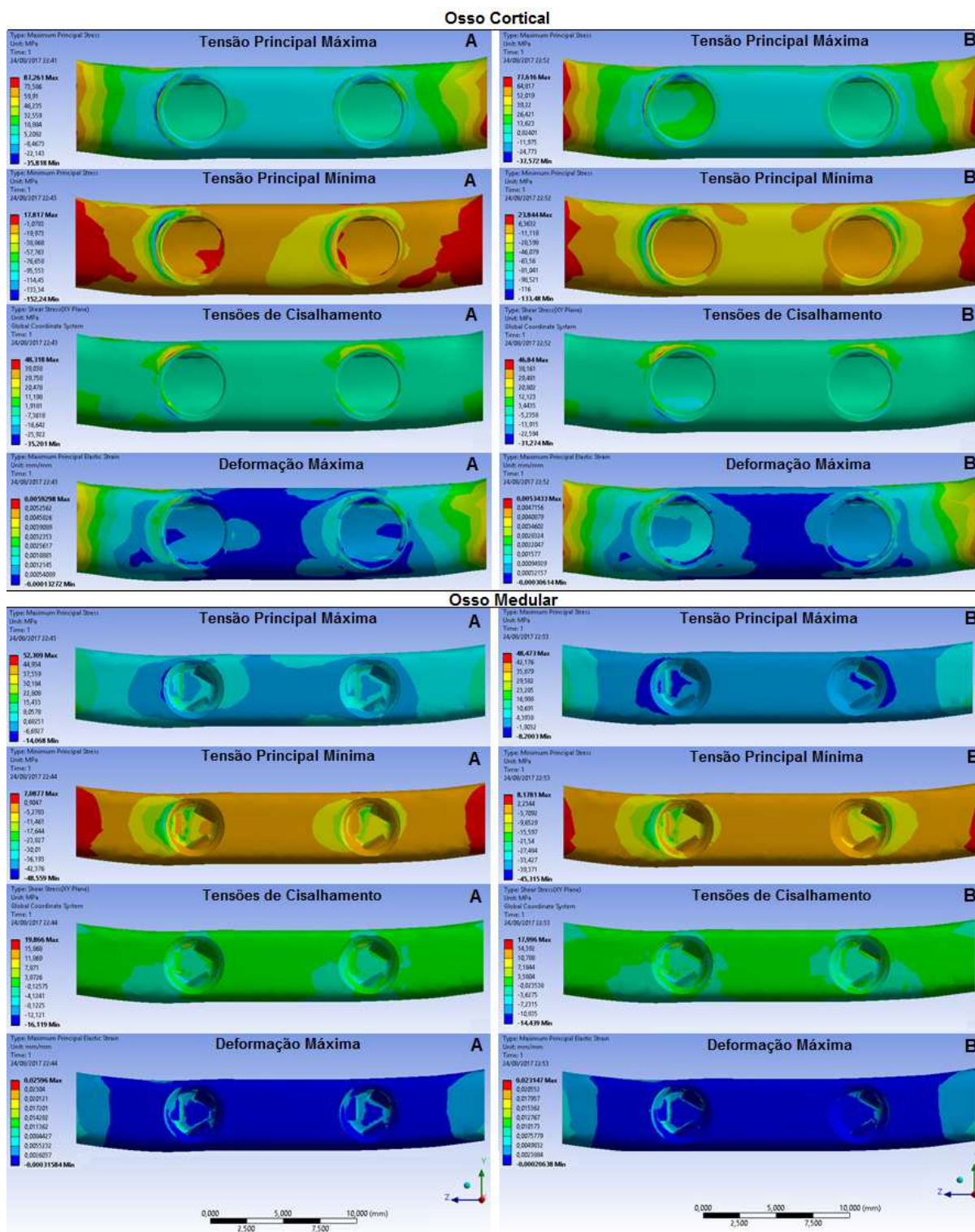
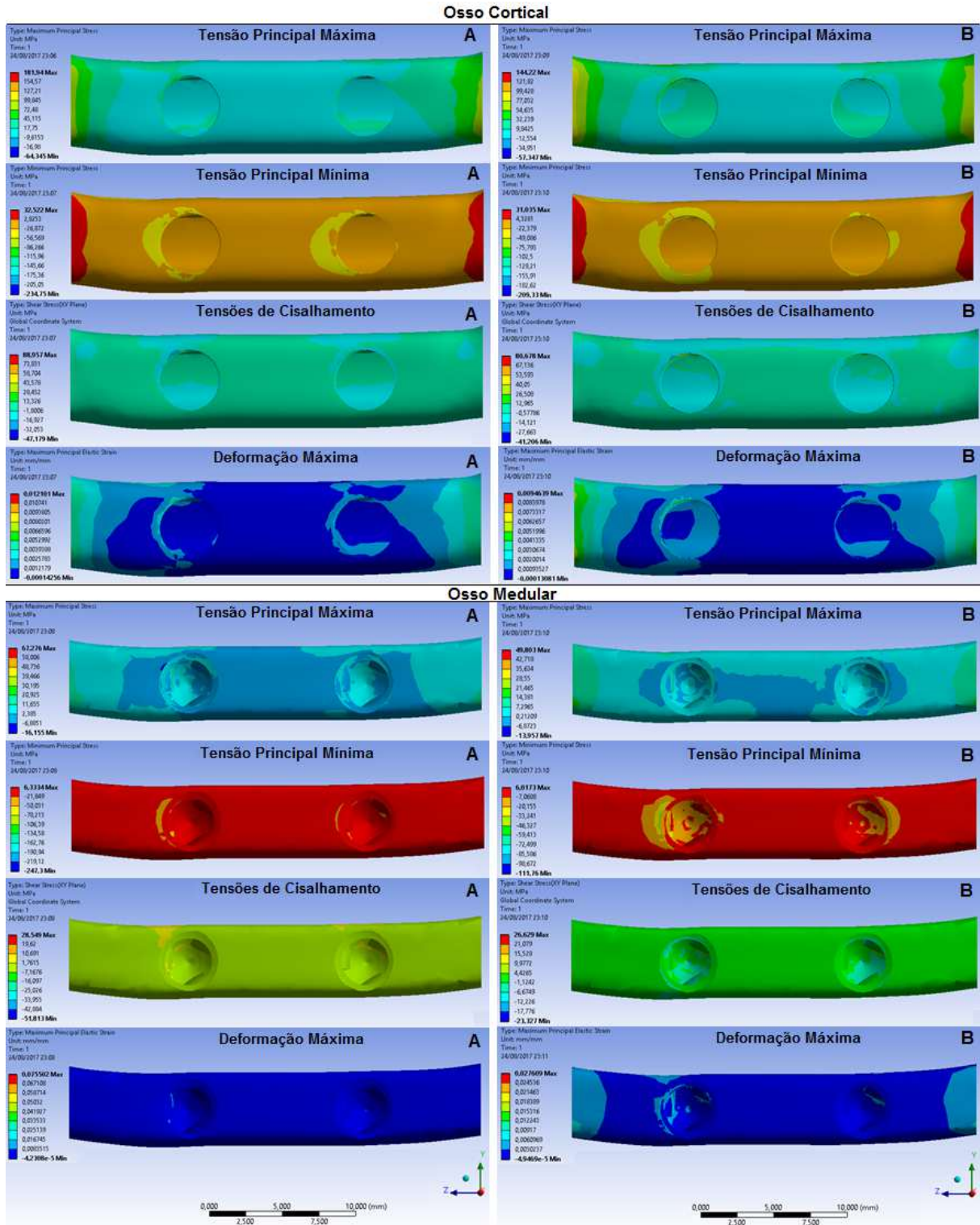


Figura 5 – Valores máximos de σ^{\max} , σ^{\min} e τ no tecido ósseo cortical e medular.



A) HENE; B) HEE;

Figura 6 - Distribuição de σ^{\max} , σ^{\min} , τ e ϵ^{\max} no osso cortical e medular dos grupos HENE e HEE.



A) CMNE; B) CME;

Figura 7 - Distribuição de σ^{\max} , σ^{\min} , τ e ϵ^{\max} no osso cortical e medular dos grupos CMNE e CNE.

5 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo, demonstraram que as conexões CM apresentaram maiores picos de tensões frente as conexões HE para os implantes, pilares protéticos, parafusos protéticos e tecido ósseo. Dessa forma, a utilização de conexões protéticas CM para reabilitações com implante extra-curtos em região posterior de mandíbula atrófica sugere pior comportamento biomecânico, o que poderia ser explicado pelo uso de pilares protéticos de plataforma reduzida e o uso de coroas protéticas mais longas, devido ao maior espaço entre os arcos maxilomandibulares.

Além disso, quando observado a esplintagem das coroas protéticas, independente se a conexão protética é CM ou HE, ambos os grupos esplintados apresentaram menores valores máximos de tensões quando comparados com os grupos sem realizar a esplintagem das coroas protéticas, tanto para os implantes, os pilares protéticos e os parafusos protéticos, como para o tecido ósseo. Como observado no estudo de Toniollo et al. (2017), em que as conexões protéticas CM também apresentaram menores valores de tensões para o tecido ósseo circundante quando realizado a esplintagem das coroas protéticas.

A magnitude e a distribuição da tensão principal máxima e mínima foram avaliadas sob carga vertical e oblíqua. Para o carregamento vertical, a tensão principal máxima, comumente tração, concentrou-se na área onde a mandíbula foi fixada, a qual deve ser desconsiderada por não corresponder a realidade. A tensão principal mínima, comumente compressiva, concentrou-se em torno dos implantes. Cargas oblíquas geraram tensões ao redor dos implantes. Para esta condição de carregamento, os maiores valores de tensões foram observados para as coroas protéticas não esplintadas, tanto para os grupos com conexão protética CM e HE (YILMAZ et al., 2011).

A distribuição da deformação máxima para o tecido ósseo foi melhor observada para os grupos esplintados, principalmente para o grupo HEE. Esses resultados estão em acordo com outros estudos anteriores. Esses resultados estão em acordo com outros estudos anteriores. Um estudo com o MEF descobriu que as tensões foram geradas com cargas horizontais em vez de verticais. Este resultado foi atribuído à distribuição de tensões alcançada pela rigidez da esplintagem das coroas protéticas (WANG et al., 2002).

Os padrões de tensões indicam uma distribuição de carga mais uniforme para os grupos com as coroas espiantadas no presente estudo. Huang et al. (2005) também relataram que a espiantagem das coroas protéticas pode ajudar com a distribuição das tensões quando são utilizados implantes de diferentes diâmetros. No estudo de Clelland et al. (2010), foi observado que a espiantagem de duas coroas protéticas com implantes hexágono interno com 11 mm e 15 mm de comprimento melhoraram a distribuição da deformação, mas não foi estatisticamente significativa.

Quando comparado com os resultados do presente estudo, onde os implantes curtos foram utilizados, esse resultado pode ser atribuído ao fato de que a proporção coroa/implante foi menor que 1.

Em contraste, alguns estudos clínicos mostraram resultados diferentes. No estudo de Blanes et al. (2009), observaram que não houve influência da relação coroa/implante na perda da crista óssea peri-implante. Também foi concluído em outro estudo que as restaurações de implantes unitários não apresentaram perda crescente da crista óssea ou falha no implante quando avaliado a sobrevivência de coroas espiantadas suportadas por implante, coroas unitárias suportadas por implantes e restaurações de implantedentosuportada (BLANES et al., 2007).

As cargas oblíquas geraram maiores deformações, particularmente em torno das coroas protéticas em que não foram espiantadas. Esse resultado pode ser atribuído ao uso de implantes curtos e a proporção desfavorável coroa/implante. Dessa forma, os resultados do presente estudo precisam ser endossados com outras pesquisas, *in vivo* e *in vitro*, uma vez que a relação entre a magnitude das deformações geradas e a reabsorção óssea é desconhecida. Além disso, pacientes que necessitam de implantes curtos e que têm hábitos parafuncionais, pode-se considerar a espiantagem das coroas protéticas na mandíbula posterior para uma melhor distribuição de potenciais deformações (YILMAZ et al., 2011).

O uso de implantes curtos no presente estudo gerou tensões excessivas para os grupos com conexão protética CM, tanto para o grupo CME, quanto para o grupo CMNE. Uma possível explicação para esses maiores picos de tensões no grupo CMNE, é o comportamento funcional diferente das conexões avaliadas no experimento, ou seja, numa conexão protética cone morse, a interface cônica absorve a maior parte da carga, impedindo a desestabilização do componente protético e permitindo maior estabilidade de retenção da posição do componente protético por forças axiais, diferentemente da conexão hexágono externo, a que

determina a posição de rotação, mas não há estabilização do componente protético pelo encaixe, de modo que a carga lateral seja absorvida principalmente pelo parafuso protético (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; PESSOA et al., 2010). Entretanto, a redução do diâmetro do pilar protético pode ocasionar maiores concentrações de tensões na interface do pilar protético com a cervical do implante, principalmente quando associado ao aumento da proporção coroa/implante, como observado no presente estudo.

Em num estudo com o MEF e *in vitro*, avaliaram as tensões provocadas por cargas laterais em implante cone morse e hexágono externo e observaram que a interface cônica distribuiu as tensões de forma mais uniforme, quando comparado com a interface do hexágono externo (MERZ et al., 2000). Entretanto, no estudo de Sotto-Maior et al. (2015), avaliaram a influencia da proporção coroa/implante em implantes curtos CM e HE e, observaram que os implantes cônicos de curta distância da conexão CM apresentaram valores de tensão mais elevados e, que foram distribuídos através de uma área mais direcionada ao ápice do implante. Além disso, os autores concluíram que a proporção coroa/implante influencia a distribuição de tensões apenas sob carga oblíqua.

Além disso, no estudo de Hansson (2003) pelo MEF, observaram que os implantes com conexão hexagonal externa apresentaram pico de tensões cisalhantes na interface entre o osso e o implante localizada na crista óssea marginal, contudo, foi observado uma melhor distribuição de tensão nos tecidos circundantes em implantes de conexão hexagonal externa e que o pico de tensões cisalhante se apresentava mais apical, o que poderia reduzir a reabsorção óssea marginal. Logo, a conexão protética representa o ponto mais frágil das reabilitações com implante dentários, pois devem apresentar resistência as forças mastigatórias, bem como resistência a penetração de bactérias na interface pilar-implante.

A σ^M foi escolhido pela capacidade de resumir a energia máxima de deformação para um determinado corpo, tal como o implante, o pilar protético e o parafuso (SANNINO et al., 2012). Como observado em outro estudo, a concentração da tensão σ^M ocorre nas áreas de contato entre o pilar protético e o implante e entre o pilar protético e o parafuso protético (TSUMITA et al., 2008). As concentrações de tensão foram codificadas por cores de acordo com uma escala de nível de tensão para todos as estruturas, o que proporcionou uma comparação entre os modelos.

Portanto, o uso do modelo tridimensional pelo MEF de mandíbula posterior para a simulação computacional, apresenta benefícios para a avaliação do comportamento biomecânico das reabilitações com implantes extra-curtos, contribuindo para a previsão do comportamento biomecânico desta opção terapêutica na reabilitação dos pacientes (GENG; TAN; LIU, 2001), principalmente para as respostas ósseas peri-implante durante o tratamento reabilitador, assim como observado no estudo de Yoda et al. (2016).

Neste estudo, o uso do modelo de elementos finitos permite a análise da distribuição das tensões internas as estruturas avaliadas, fornecendo dados importantes que, se reunirem com os valores numéricos das tensões (σ^{Max} , σ^{Min} e σ^{VM}) e a associação a valores de resistência à fratura de ensaios mecânicos, pode levar a melhor avaliação do comportamento biomecânico das reabilitações com implantes extra-curtos em rebordos com atrofia óssea (BURAK OZCELIK; ERSOY; YILMAZ, 2011).

Os resultados do presente estudo sugerem que há vantagem na esplintagem das coroas protéticas em reabilitações com implantes extra-curtos, especialmente em região posterior de mandíbula atrofica (PIERI et al., 2016), entretanto o tipo de plataforma protética pode influenciar no comportamento biomecânico.

Contudo, o presente estudo apresenta limitações em sua capacidade de oclusão dinâmica ou múltiplas camadas de osso. Estudos clínicos e mecânicos que avaliem o comportamento biomecânico de implantes extra-curtos em regiões posteriores dos maxilares são necessários para validar os achados atuais (KIM et al., 2014). Além disso, o número de estudos *in silico*, *in vitro* e *in vivo* de reabilitações com implantes extra-curtos com esplintagem ou não e o tipo plataforma protética utilizada, ainda é limitado (RUNGSIYAKULL et al., 2015). Portanto, novos ensaios *in vitro* e *in vivo* com implantes extra-curtos são necessários para melhor orientar a seleção das conexões protéticas dos implantes para as restaurações com implantes extra-curtos, principalmente em região posterior dos maxilares.

6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, podemos afirmar que:

- A plataforma protética HE apresenta melhor comportamento biomecânico frente a plataforma protética CM, independente da esplintagem das coroas protéticas.
- A esplintagem das coroas protéticas em região posterior de mandíbula atrófica, pode fornecer melhor distribuição das tensões.
- A conexão protética exerce influência no comportamento biomecânico do sistema prótese e implante, principalmente quando associada plataforma protética do tipo HE com a esplintagem das coroas protéticas.

7. AGRADECIMENTOS

Agradeço a Agencia de fomento Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos financiamentos de pesquisa através do edital universal APQ-01420-18.

REFERÊNCIAS

- 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.
- ALKAN, I.; SERTGOZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 4, p. 319-25, Apr 2004.
- ANITUA, E. et al. Implant survival and crestal bone loss around extra-short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 3, p. 682-9, May-Jun 2014.
- ANITUA, E. et al. Long-term retrospective evaluation of short implants in the posterior areas: clinical results after 10-12 years. **J Clin Periodontol**, v. 41, n. 4, p. 404-11, Apr 2014.
- ANNIBALI, S. et al. Short dental implants: a systematic review. **J Dent Res**, v. 91, n. 1, p. 25-32, Jan 2012.
- 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.
- BLANES, R. J. et al. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. **Clin Oral Implants Res**, v. 18, n. 6, p. 707-14, Dec 2007.
- BURAK OZCELIK, T.; ERSOY, E.; YILMAZ, B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 20, n. 1, p. 16-28, Jan 2011.
- CHIAPASCO, M. et al. Alveolar distraction osteogenesis vs. vertical guided bone regeneration for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 1-3-year prospective study on humans. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 1, p. 82-95, Feb 2004.
- CLELLAND, N. L. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 5, p. 953-9, Sep-Oct 2010.

FUH, L. J. et al. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 2, p. e64-71, Mar-Apr 2013.

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.

GRANT, J. et al. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant–bone interface. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 5, p. 1158-1164, 2007.

GULJE, F. L. et al. Single crowns in the resorbed posterior maxilla supported by either 6-mm implants or by 11-mm implants combined with sinus floor elevation surgery: a 1-year randomised controlled trial. **Eur J Oral Implantol**, v. 7, n. 3, p. 247-55, Autumn 2014.

HANSSON, S. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. **Clinical oral implants research**, v. 14, n. 3, p. 286-293, 2003.

HATTORI, Y. et al. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. **Journal of biomechanics**, v. 42, n. 10, p. 1533-1538, 2009.

HUANG, H. L. et al. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v. 16, n. 4, p. 466-72, Aug 2005.

IPLIKÇIOĞLU, H.; AKÇA, 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, 2002.

JAYME, S. J. et al. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants and Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve With Different Prosthesis Heights. **J Craniofac Surg**, v. 26, n. 8, p. 2342-6, Nov 2015.

KIM, S. et al. A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 2, p. e155-64, Mar-Apr 2014.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. **Eur J Dent**, v. 4, n. 2, p. 223-32, Apr 2010.

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.

LAN, T. H. et al. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. **Clin Oral Investig**, v. 16, n. 2, p. 363-9, Apr 2012.

LEE, S. A. et al. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 5, p. 1085-97, Sep-Oct 2014.

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.

MARKOVIC, A. et al. A 1-Year Prospective Clinical and Radiographic Study of Early-Loaded Bone Level Implants in the Posterior Maxilla. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 17, n. 5, p. 1004-13, Oct 2015.

MENDONÇA, J. A. et al. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. **J Periodontol**, v. 85, n. 6, p. 787-94, Jun 2014.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 4, p. 519-26, Jul-Aug 2000.

MEZZOMO, L. A. et al. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. **J Clin Periodontol**, v. 41, n. 2, p. 191-213, Feb 2014.

MISCH, C. E. et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. **J Periodontol**, v. 77, n. 8, p. 1340-7, Aug 2006.

OGAWA, T. et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 6, p. 566-73, Nov-Dec 2010.

PERDIJK, F. B. et al. Implants in the severely resorbed mandibles: whether or not to augment? What is the clinician's preference? **Oral Maxillofac Surg**, v. 15, n. 4, p. 225-31, Dec 2011.

PESSOA, R. S. et al. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 12, n. 3, p. 219-34, Sep 2010.

PIERI, F. et al. Rehabilitation of the Atrophic Posterior Maxilla Using Splinted Short Implants or Sinus Augmentation with Standard-Length Implants: A Retrospective Cohort Study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 31, n. 5, p. 1179-88, Sep-Oct 2016.

RAVIV, E.; TURCOTTE, A.; HAREL-RAVIV, M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. **Quintessence Int**, v. 41, n. 7, p. 575-9, Jul-Aug 2010.

ROSSI, F. et al. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 9, p. 937-43, Sep 2010.

RUNGSİYAKULL, C. et al. Bone's responses to different designs of implant-supported fixed partial dentures. **Biomech Model Mechanobiol**, v. 14, n. 2, p. 403-11, Apr 2015.

SANNINO, G. et al. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. **Oral Implantol (Rome)**, v. 5, n. 1, p. 11-20, Jan 2012.

SANZ, M.; NAERT, I. Biomechanics/risk management (Working Group 2). **Clin Oral Implants Res**, v. 20 Suppl 4, p. 107-11, Sep 2009.

SONG, J. M.; LEE, J. Y.; KIM, Y. D. CBCT Morphologic Analysis of Edentulous Posterior Mandible for Mandibular Body Bone Graft. **J Oral Implantol**, v. 41, n. 4, p. 477-82, Aug 2015.

SOTTO-MAIOR, B. S. et al. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 3, p. e13-8, May-Jun 2012.

SOTTO-MAIOR, B. S. et al. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. **J Prosthodont**, v. 24, n. 1, p. 52-6, Jan 2015.

SUZUKI, D. et al. Inferior alveolar nerve lateralization and implant placement in atrophic posterior mandible. **J Craniofac Surg**, v. 23, n. 4, p. e347-9, Jul 2012.

THOMA, D. S. et al. Randomized controlled multicentre study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 1: demographics and patient-reported outcomes at 1 year of loading. **J Clin Periodontol**, v. 42, n. 1, p. 72-80, Jan 2015.

TONIOLLO, M. B. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Protheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges. **J Craniofac Surg**, v. 27, n. 3, p. e276-80, May 2016.

TSOUKNIDAS, A. et al. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 30, n. 3, p. e30-42, May-Jun 2015.

TSUMITA, M. et al. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. **J Prosthodont**, v. 17, n. 4, p. 274-85, Jun 2008.

WANG, T. M. et al. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 17, n. 2, p. 231-7, Mar-Apr 2002.

YILMAZ, B. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 6, 2011.

YODA, N. et al. Role of implant configurations supporting three-unit fixed partial denture on mandibular bone response: biological-data-based finite element study. **J Oral Rehabil**, v. 43, n. 9, p. 692-701, Sep 2016.

YU, H. et al. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. **Wear**, v. 259, n. 7, p. 910-918, 2005.

ZEMBIC, A. et al. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. **Clin Oral Implants Res**, v. 24, n. 4, p. 384-90, Apr 2013.