

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

JULIANA DOS REIS RECIO

Influência da profundidade de inserção de implantes Cone Morse na
distribuição de tensões em região posterior de mandíbula: análise pelo método
de elementos finitos

Ribeirão Preto
2019

Juliana dos Reis Recio

Influência da profundidade de inserção de implantes Cone Morse na distribuição de tensões em região posterior de mandíbula: análise pelo método de elementos finitos

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia

Ribeirão Preto
2019

RESUMO

Os implantes osseointegráveis apresentaram grande avanço para a reabilitação oral e, para o seu sucesso, dependem da distribuição e transferências de cargas mastigatórias através dos componentes protéticos, implantes e osso peri-implantar. Sendo assim, é muito importante compreender e buscar uma adequada distribuição de tensões. O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar o desempenho mecânico de reabilitações com implantes instalados em diferentes profundidades ósseas, em relação à crista óssea; avaliar a distribuição de tensões em coroa protética, pilares protéticos com diferentes alturas de transmucoso, e tecido ósseo circunjacente a implantes de dimensões iguais e com conexão cônica instalados em diferentes profundidades ósseas em região posterior de mandíbula. Foram confeccionados 3 modelos tridimensionais através do software *Rhinoceros* contendo: segmento ósseo mandibular posterior, implante (3,5x9,5 mm), pilar protético e coroa protética com infraestrutura em zircônia e recobrimento estético em cerâmica. As situações analisadas foram: A 0 – pilar a e implante equicristal; A 1,5 – pilar a e implante 1,5 mm subcristal e A 3,0 – pilar a e implante 3,0 mm subcristal. A Tensão Equivalente de Von Misses (TEvM) foi utilizada para avaliar as tensões sobre os materiais dúcteis: coroa, *coping* e componentes metálicos (pilar e implante). A Tensão Máxima Principal (TMaP) foi utilizada para avaliar as tensões de tração sofridas no tecido ósseo peri-implantar, e a Tensão Mínima Principal (TMiP) foi utilizada para avaliar as tensões de compressão sofridas no tecido ósseo peri-implantar. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de tensões nos casos de implantes instalados subcristalmente a 1,5mm. Além disso, mostraram uma geração de tensão em crista óssea alveolar nos casos de implantes instalados equicristalmente. A partir desses resultados, pode-se concluir que os melhores resultados biomecânicos são alcançados através da instalação de implantes subcristalmente a 1,5mm em relação à crista óssea.

Palavras chave: Implantes dentários, pilares protéticos, conexão cônica, elementos finitos

SUMÁRIO

1. Introdução	05
2. Objetivos	08
3. Material e método	09
3.1. Construção do modelo mandibular	10
3.2. Modelagem dos implantes e componentes protéticos	11
3.2.1. Implantes e pilares protéticos	11
3.2.2. Coroa protética	13
3.3. Pré-processamento	14
3.3.1. Geração de malha	15
3.3.2. Propriedades mecânicas dos materiais	16
3.3.3. Condições de carga	17
3.3.4. Limites dos modelos	18
3.4. Processamento	19
3.5. Pós-processamento	19
4. Resultados	20
5. Discussão	26
6. Conclusões	29
7. Referências	30

1. INTRODUÇÃO

O surgimento de implantes dentários osseointegráveis representou um grande avanço na área de reabilitação oral para pacientes desdentados total ou parcialmente, através da substituição de elementos dentais ausentes e, então, alcançando a recuperação da função mastigatória, estética e qualidade de vida (Branemark et al., 1977; Rubo et al., 2010; Glantz et al., 2000; Ueda et al., 2004).

A distribuição e transferência de cargas mastigatórias através de componentes protéticos, implantes e osso peri-implantar é uma questão crítica que pode influenciar no tratamento reabilitador e resultar no insucesso do mesmo. A sobrecarga oclusal pode acarretar complicações mecânicas e perda óssea, uma vez que, o estresse causado pelas forças aplicadas na prótese implantossuportada é transmitido ao tecido ósseo. Sendo assim, é crucial compreender e buscar uma adequada distribuição de tensões (Skalak, 1983; Takahashi et al., 2003; Glantz et al., 2000). Segundo Geng et al. (2001) a transferência de tensões depende do tipo de carga aplicada, da interface entre osso e implante, das dimensões, macrogeometria e tratamento de superfície do implante, do tipo de prótese instalada e da qualidade e quantidade de tecido ósseo.

A manutenção da crista óssea peri-implantar é essencial e motivo de inúmeras pesquisas na Implantodontia. Em vários casos, pode ser observada perda óssea em região cervical, em região da plataforma do implante, relacionada a fatores biológicos e biomecânicos (Oh et al., 2002). A reabsorção da crista óssea é o principal sinal de falha do implante após a osseointegração (Albrektsson et al., 1986; Schrotenboer et al., 2008).

A migração apical da crista óssea é uma alteração óssea causada, entre outros fatores, por estresse. Portanto, o sistema de implante deve ser projetado de forma que possa distribuir da melhor maneira possível as tensões ao osso circundante, para que este suporte a restauração protética em função e estimule a osteogênese (Adell et al., 1981; Jung et al., 1996; Schrotenboer et al., 2008).

A perda óssea marginal é observada para todos os sistemas de implantes e em diferentes procedimentos cirúrgicos, no entanto, a conexão cônica do tipo Cone Morse apresenta uma melhor estabilidade de tecido duro e mole peri-implantar, além de melhor adaptação entre o componente protético e o implante,

eliminando *microgaps* entre os dois, e, conseqüentemente, reduzindo os níveis de reabsorção óssea peri-implantar; melhor estabilidade mecânica do pilar protético, minimizando a ocorrência de micro-movimentos e reduzindo a incidência de afrouxamentos e fraturas de parafusos e pilares; melhor fixação anti-rotacional e maior resistência do conjunto formado pelo implante e pilar protético, uma vez que a íntima união entre os dois torna sua resposta mecânica, praticamente, de um corpo único (Sivolella et al., 2013; Coppedê, 2011). Quaresma et al. (2018) mostraram, ainda, em estudo recente, que a conexão Cone Morse dissipa menos tensão ao osso peri-implantar quando comparado com a conexão hexagonal interna.

Fabricantes recomendam o posicionamento de implantes Cone Morse ligeiramente abaixo do nível da crista óssea, cerca de 2 mm, alegando a possibilidade de melhor resolução protética, justificada biologicamente pelo selamento biológico da área de interface entre o implante e pilar protético. No entanto, autores relatam que posicionamento de implantes subcrystalmente, pode trazer prejuízos em relação à distribuição de tensões.

A inserção de implantes em diferentes níveis ósseos, em relação à crista óssea, pode influenciar na distribuição e magnitude de tensões. A variação que deverá existir na altura de transmucoso do pilar protético, com a finalidade de compensar o desnível gerado pelas diferentes profundidades em que os implantes são posicionados, também pode influenciar na distribuição de tensões aos tecidos peri-implantares e na perda óssea.

É possível afirmar que o sucesso clínico das reabilitações com implantes está intimamente relacionado com o modo de transferência de tensões do implante para o osso circundante, com o mínimo ou até a ausência de tensões que comprometam a longevidade dos implantes e próteses implantossuportadas. Isso justifica a importância da realização de ensaios mecânicos e biomecânicos visando a análise e avaliação do comportamento dos implantes e próteses em uma região que sofre grandes esforços mastigatórios como a região posterior mandibular.

Entre os métodos de avaliação do comportamento biomecânico, a análise por elementos finitos (MEF) tem sido uma das técnicas mais utilizadas em Implantodontia (Verri, 2015). O MEF é, comumente, empregado na área de reabilitação oral e implantodontia para a avaliação da distribuição de tensões em

interface pilar/implante e/ou osso/implante (Anitua et al., 2010; Akça et al., 2003; Geng et al., 2004). O método utiliza *softwares* de desenho tridimensional para simular o implante, sua instalação e seus componentes. Assim, os pontos de maior tensão, durante a aplicação de uma carga, poderão ser localizados e seus valores determinados para que, posteriormente, esses valores possam ser confrontados com demais dados experimentais (Soares, 2009).

Fica evidente que as características das conexões protéticas regem grande parte da biomecânica envolta na dissipação das forças oclusais. Portanto, o presente estudo, com o intuito de auxiliar e colaborar com outros pré-clínicos e clínicos, tem como proposta avaliar a influência de diferentes profundidades de inserção de implantes de conexão cônica na distribuição de tensões.

2. OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo é avaliar, por meio de análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões em tecido ósseo circunjacente à implantes de conexão cônica conectados à pilares protéticos sólidos e próteses unitárias.

Os objetivos específicos são: comparar o desempenho mecânico de reabilitações com implantes instalados em diferentes profundidades ósseas, em relação à crista óssea; avaliar a distribuição de tensões em coroa protética, pilares protéticos com diferentes alturas de transmucoso, e tecido ósseo circunjacente à implantes de dimensões iguais e com conexão cônica do tipo Cone Morse instalados em diferentes profundidades ósseas em região posterior de mandíbula.

A hipótese nula do presente estudo consiste em: as diferentes profundidades ósseas, as quais serão simuladas as instalações dos implantes, não influenciarão de maneira significativa no modo de transferência de tensões para ao osso peri-implantar.

3. MATERIAL E MÉTODO

Para a execução desta metodologia, foram utilizados os seguintes materiais e *softwares*:

Implante C/X A9,5 Ø3.5/L9.5 – Ankylos;

Pilar Standard C/ a/1.5/4.0 reto – Ankylos;

Pilar Standard C/ a/3.0/4.0 reto – Ankylos;

Pilar Standard C/ a/4.5/4.0 reto – Ankylos,

Coroa protética (coping em zircônia e recobrimento estético em cerâmica);

InVesalius 3.1 – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer;

Rhinoceros 6.0 – McNeel North America;

SimLab 2017 2.1 – Altair HyperWorks;

OptiStruct 2017 – Altair HyperWorks;

HyperView 2017 – Altair HyperWorks.

O presente estudo utilizou para a simulação em região posterior de mandíbula pilares protéticos sólidos (Standard C/, ANKYLOS®, Dentsply Implants, Alemanha), indicados para próteses unitárias cimentadas, e um implante de conexão cônica com diâmetro de 3,5 mm e comprimento de 9,5 mm (Ankylos®, Dentsply Implants, Alemanha). Os pilares e implante utilizados foram cedidos pela empresa ANKYLOS®, Dentsply Implants, Alemanha. As situações analisadas foram: A 0 – pilar a e implante equicristal; A 1,5 – pilar a e implante 1,5 mm subcristal e A 3,0 – pilar a e implante 3,0 mm subcristal, como relacionados na Tabela 1. Foi utilizada, ainda, uma coroa protética referente ao primeiro molar inferior direito. O material selecionado, constituinte da infraestrutura da coroa protética foi a zircônia e o recobrimento estético da coroa foi realizado com cerâmica IPS Empress (Sistema CAD-CAM, Amanngirrbach, Áustria).

Tabela 1 – Dimensões (mm) das situações analisadas no presente estudo

Situação	Implante	Pilar	Altura cérvico- oclusal	Base de assentamento da prótese	Transmucoso	Profundidade do implante
A 0					1,5	Equicristal
A 1,5	3,5x9,5	a	4,0	3,3	3,0	1,5 subcristal
A 3,0					4,5	3,0 subcristal

A avaliação da distribuição de tensões peri-implantares foi realizada através de método computacional, tridimensional, denominado Método dos Elementos Finitos (MEF).

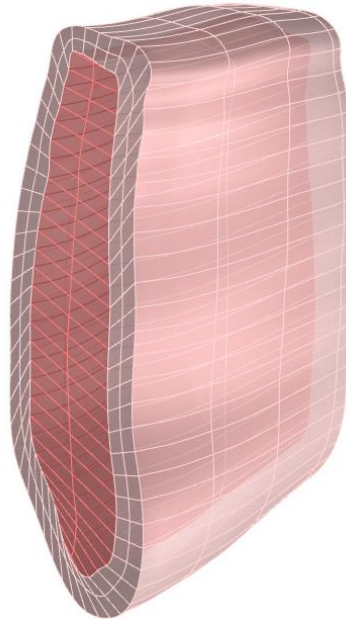
A reprodução gráfica dos elementos necessários para confecção do modelo, bem como do bloco ósseo referente ao seguimento posterior mandibular em que foram inseridos foi realizada mediante o *software* Rhinoceros®6.0 (McNeel North America, Seattle, WA, USA). O Rhinoceros® é um *software* de criação, edição, análise, documentação, renderização, animação e tradução de representações matemáticas de geometrias tridimensionais. A partir dessa etapa, foi possível, então, a confecção de um modelo tridimensional para cada situação estudada. Cada modelo variou de acordo com os itens mencionados na Tabela 1.

4.1. Construção do modelo mandibular

Para a representação geométrica real de um segmento mandibular desdentado da região posterior do lado direito foi selecionada uma tomografia computadorizada pertencente ao banco de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI). O objetivo da tomografia computadorizada é fornecer um modelo da base óssea para o posicionamento do implante e componentes protéticos para a simulação. Os cortes transversais tomográficos, salvos no formato *Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard)* foram exportados para o *software* de processamento de imagens e reconstrução digital *InVesalius 3.1* (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, Campinas, SP, Brasil), permitindo, assim, a transformação de um modelo não paramétrico, proveniente da tomografia computadorizada, em um modelo paramétrico e a geração de um arquivo tridimensional no formato STL (*STereoLithography thee dimensional Systems*), possibilitando sua edição. Posteriormente, no *Rhinoceros®6.0*, foi realizada a simplificação das faces necessárias sem o comprometimento da precisão de modelo (Figura 1).

O tipo ósseo representado foi considerado como mais comumente encontrado em região posterior mandibular, classificado como osso tipo II, constituído, segundo a literatura, por uma camada mais espessa de osso cortical circundando osso esponjoso (trabecular) denso (Misch, 2000).

Figura 1 – Segmento ósseo representativo da região posterior de mandíbula do lado direito.



O núcleo do segmento é composto por osso trabecular envolto por uma camada de 2,0 mm de espessura de osso cortical. Sua dimensão é de 23,0 mm de comprimento, 32,0 mm de altura e 9,0 mm de largura.

4.2. Modelagem dos implantes e componentes protéticos

4.2.1. Implante e pilares protéticos

As imagens digitais do implante e dos pilares protéticos (Figura 2) utilizados foram obtidas a partir de microtomografias computadorizadas (microtomógrafo de alta resolução, SkyScan 1172, Bélgica).

Os cortes provenientes das microtomografias computadorizadas foram exportados para o software de processamento de imagens e reconstrução digital *InVesalius* 3.1, permitindo a geração de um arquivo tridimensional no formato STL (Figura 2). Posteriormente, os arquivos foram importados pelo programa *Rhinoceros*®6.0 para a realização da edição e do modelamento das seguintes estruturas: implante (Figura 3) e pilares protéticos (Figura 4).

Figura 2 – Microtomografias computadorizadas de implante e pilares.

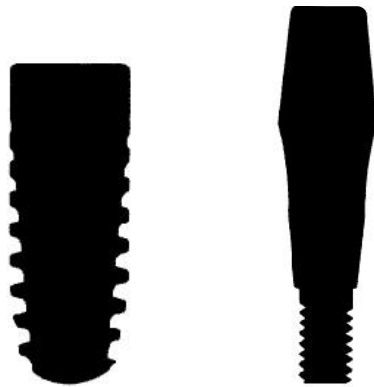
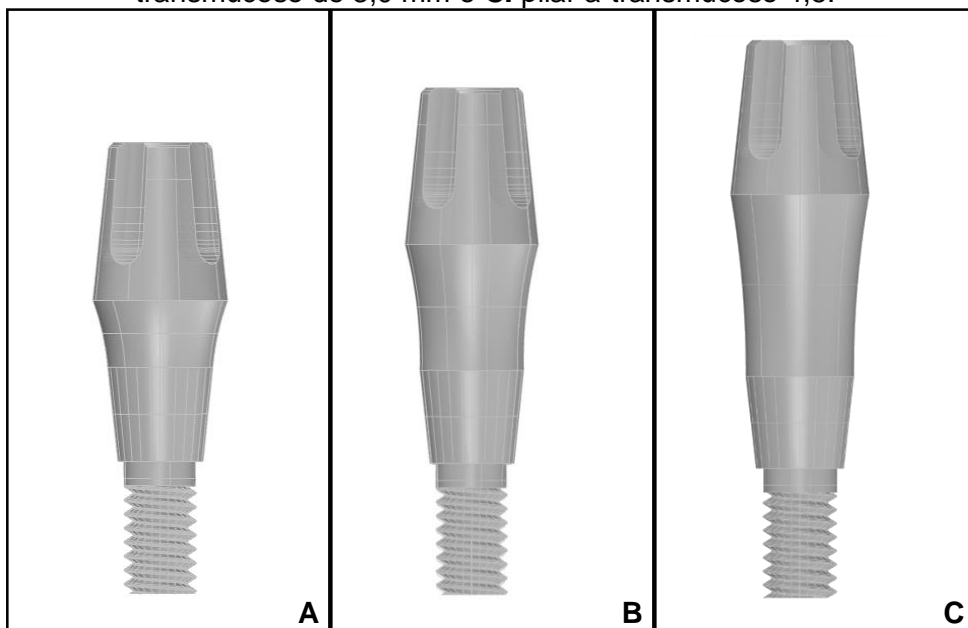


Figura 3 – Implante A9.5.



Figura 4 – Pilares protéticos. **A.** pilar a-transmucoso de 1,5 mm; **B.** pilar a-transmucoso de 3,0 mm e **C.** pilar a-transmucoso 4,5.



4.2.2. Coroa protética

Foi utilizada, no presente estudo, uma coroa protética referente ao primeiro molar inferior direito confeccionada pelo laboratório de próteses dentárias “Domingos Facioli – Prótese Odontológica”, designado pela pesquisa, com dimensões de 10,8 mm de comprimento, 9,2 mm de largura e 7,1 mm de altura.

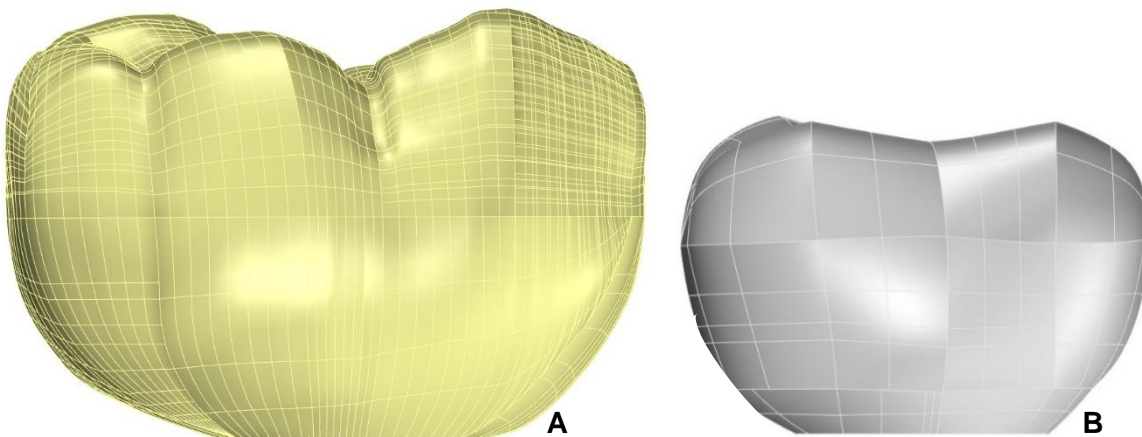
As imagens digitais da coroa protética e do *coping* de zircônia foram obtidas através de escaneamento digital com scanner CAD/CAM odontológico Dental Wings 7Series (Montreal, Canadá), no formato STL (Figura 5).

Posteriormente, as imagens foram importadas pelo programa Rhinoceros®6.0 e foram realizadas as edições e modelamento das estruturas (Figura 6).

Figura 5 – Coroa protética – escaneamento digital



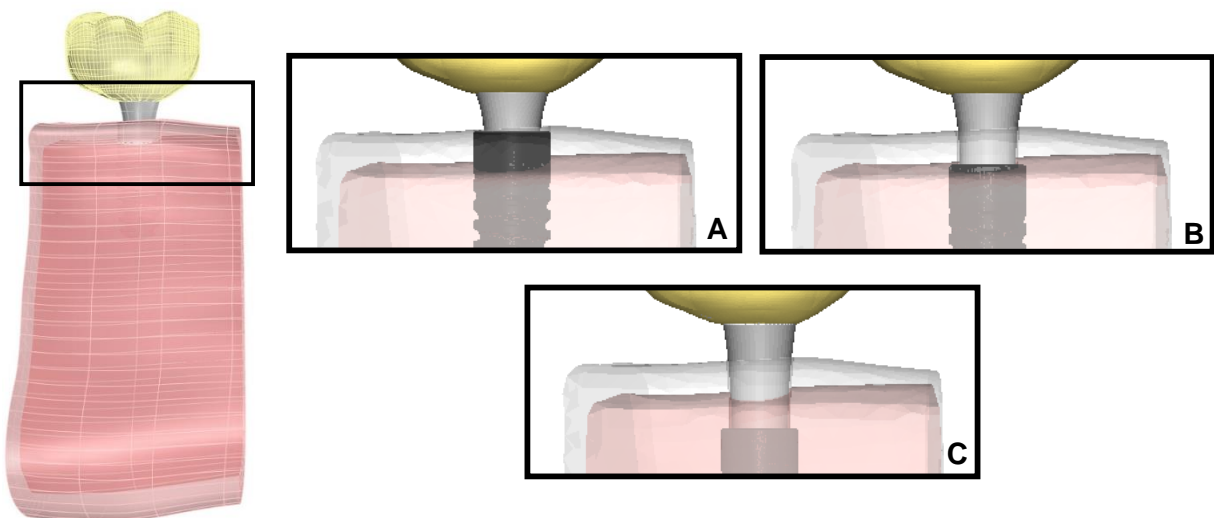
Figura 6 – **A.** Coroa protética – recobrimento cerâmico. **B.** *Coping* de zircônia.



Os modelos dos pilares foram adaptados aos implantes que, por sua vez, foram posicionados nas profundidades ósseas previamente determinadas (Tabela 1), paralelos em relação ao longo eixo da base óssea. A influência do posicionamento da gengiva, bem como do agente cimentante, não foram considerados na análise e o implante foi considerado como completamente osseointegrado.

Foram confeccionados, portanto, três modelos experimentais tridimensionais (Figura 7). Os modelos gerados foram salvos nos formatos STEP e Parasolid e exportados para análise numérica computacional realizada através do software *SimLab 2017 2.1 for Windows version* (Altair Engineering, Inc., Troy, USA). O SimLab é um *software* de modelagem de elementos finitos que permite a simulação de comportamentos de engenharia complexos. A análise foi realizada por meio de três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Figura 7 – Modelos experimentais tridimensionais. **A.** A 0; **B.** A 1,5; **C.** A 3,0.



4.3. Pré-processamento

Os modelos criados no programa Rhinoceros®6.0 foram exportados nos formatos STEP e Parasolid para análise numérica computacional realizada por meio do *software* SimLab 2017 2.1. Nesta etapa, as estruturas dos modelos foram divididas em um número finito de elementos interconectados por pontos nodais, processo, o qual, é denominado de discretização, e o conjunto resultante

desse processo é denominado “malha”. Foram incluídas, ainda nessa etapa, as informações pertinentes das propriedades mecânicas dos materiais empregados na construção do modelo (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson). Em seguida, foram determinados o carregamento oclusal e os limites do modelo (condições de contorno).

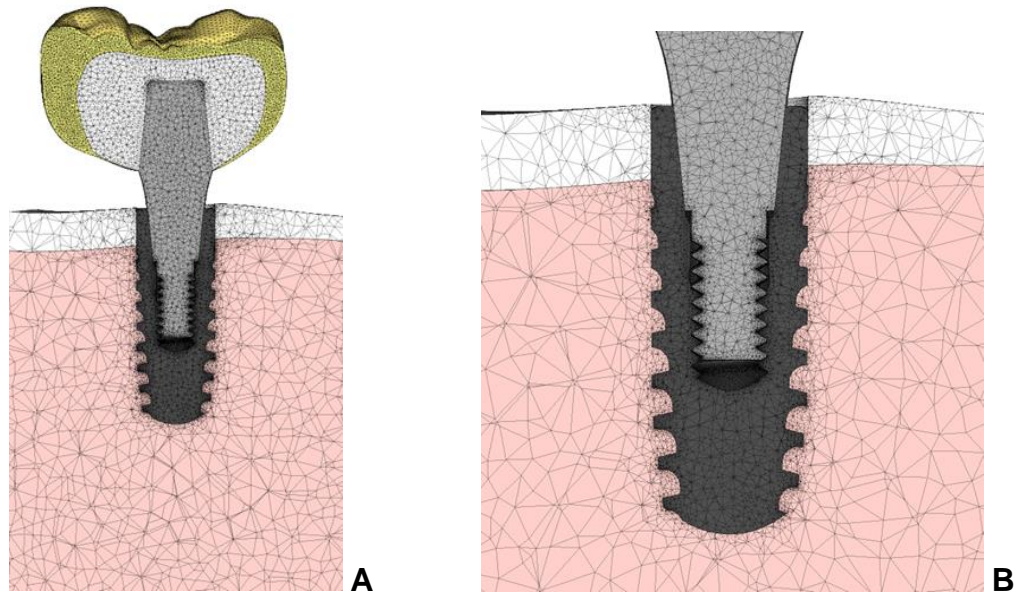
4.3.1. Geração de malha

A malha foi gerada (Tabela 2) e controlada (Figura 8) por meio de um processo de refinamento da malha nas áreas de interesse, as quais se necessita uma maior precisão, ou seja, nas áreas de interface pilar/implante e interface osso/implante.

Tabela 2 – Descrição da malha

		A 0	A 1,5	A 3,0
Nós	Internal	1977646	1320822	1345145
	Surface	617602	631074	649346
	Total	2595249	1951896	1994491
Elementos	Bar3	32068	32310	32174
	Tri6	308798	315534	324670
	Tet10	1707628	12199860	1244675
Geometria	Face	606	530	479
	Edge	1621	1381	1263
	Vertex	1022	860	792

Figura 8 – Geração de malha. **A.** Malha de elementos finitos; **B.** Áreas de refinamento da malha



4.3.2. Propriedades mecânicas dos materiais

Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e elásticos lineares e configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade (E) e coeficientes de Poisson (ν) de acordo com valores obtidos na literatura (tabela 3). Na interface *coping/pilar* não foi considerado o agente cimentante, uma vez que sua espessura delgada não apresentaria influência significativa nos resultados.

Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais.

Material/Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente De Poisson (ν) (MPa)	Referências
Osso trabecular	1370,00	0,30	Sertgoz, 1997
Osso cortical	13700,00	0,30	Sertgoz, 1997
Implante (Ti puro grau 2)	116000,00	0,34	*Fabricante
Pilar (Ti6A14V)	105000,00	0,31	*Fabricante
<i>Coping</i> (zircônia)	205000,00	0,16	Rocha et al., 2011
Cerâmica IPS Empress	62000,00	0,28	*Fabricante

*Informações das propriedades adquiridas através de informações dos respectivos fabricantes

4.3.3 Condições de carga

Os ensaios foram simulados por meio da aplicação de uma carga axial (0°) total de 365 N, correspondente à simulação de cargas fisiológicas consideradas de intensidade média (Toniollo, 2014). A força (365 N) foi dividida entre as pontas de cúspides de trabalho (vestibulares) e fundo de sulco em todos os modelos, resultando em um total de oito pontos de contato por modelo (Figura 9). Todos os contatos foram padronizados em união perfeita, não permitindo a formação de fendas e/ou deslizamentos. A fixação do bloco ósseo foi aplicada nas extremidades laterais permitindo, assim, que o modelo pudesse sofrer as influências da aplicação de carga (Figura 10).

Figura 9 – Pontos de contato oclusais

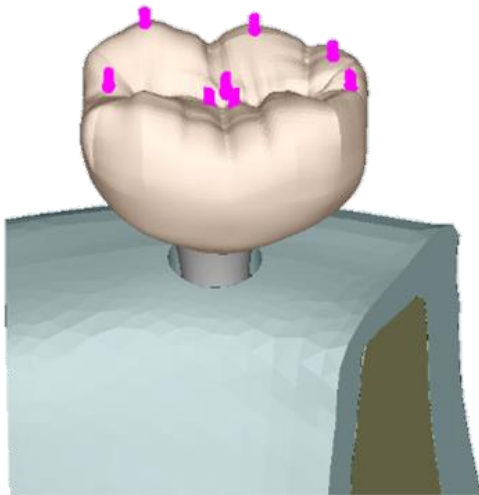
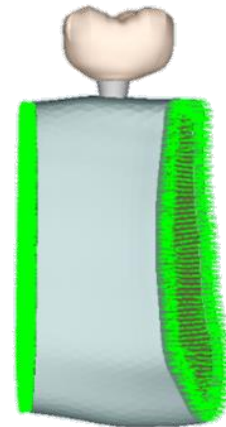


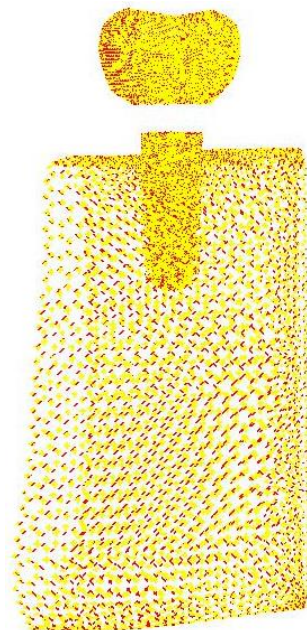
Figura 10 – Fixação dos modelos



4.3.4 Limites dos modelos

Os limites entre as superfícies *coroa/coping*, *coping/pilar*, *pilar/implante*, *implante/osso trabecular*, *implante/osso cortical* e *osso cortical/osso trabecular* foram considerados unidos e os implantes considerados completamente osseointegrados (Figura 11).

Figura 11 – Limites do modelo



4.4 Processamento

Posterior à geração de malhas de elementos finitos de cada modelo experimental, à determinação e inclusão das propriedades mecânicas dos materiais e estruturas, à realização da fixação dos modelos para restrição de movimentos e ao carregamento de forças, foram, então, realizadas, nesta etapa, as simulações computacionais pelo *software Optistruct 2017* (Altair Engineering, Inc., Troy, USA) dos três modelos experimentais.

Os resultados dos campos de Tensão Equivalente de von Mises (TEvM), Tensão Mínima Principal (TMiP) e Tensão Máxima Principal (TMaP) foram obtidos e avaliados.

4.5 Pós-processamento

Foram avaliadas as Tensões Equivalentes de Von Mises (TEVM), Tensões Máximas Principais TMaP, Tensões Mínimas Principais (TMiP) de cada modelo experimental, por meio do *software HyperView 2017* (Altair Engineering, Inc., Troy, USA). As avaliações das TEvM foram realizadas nas estruturas de comportamento dúctil, ou seja, na coroa protética, *coping* e nos componentes metálicos (implante e pilares), enquanto as avaliações das TMaP e TMiP foram realizadas nas estruturas de comportamento não dúctil, ou seja, nas áreas peri-implantares (osso trabecular e osso cortical).

Por convenção, a TMaP é positiva e representa a tração máxima sofrida na região avaliada, enquanto a TMiP é negativa e representa a compressão máxima sofrida pela região avaliada e as TEvM representam uma somatória de concentrações de tensões de tração, compressão e cisalhamento, todos com unidades em MegaPascal (MPa).

As imagens com suas escalas foram obtidas e, então, padronizadas, com a finalidade de possibilitar a descrição e comparações entre os modelos experimentais qualitativa e quantitativamente.

4. RESULTADOS

Os resultados das simulações numérico-computacionais, em ossos peri-implantares (osso trabecular e osso cortical), implantes, pilares e coroas protéticas foram processados gráfica e numericamente para uma avaliação qualitativa e quantitativa. Os valores máximos das Tensões Equivalentes de von Mises (TEvM), Tensões Máximas Principais (TMaP) e Tensões Mínimas Principais (TMiP) foram obtidos para cada estrutura (Tabela 4).

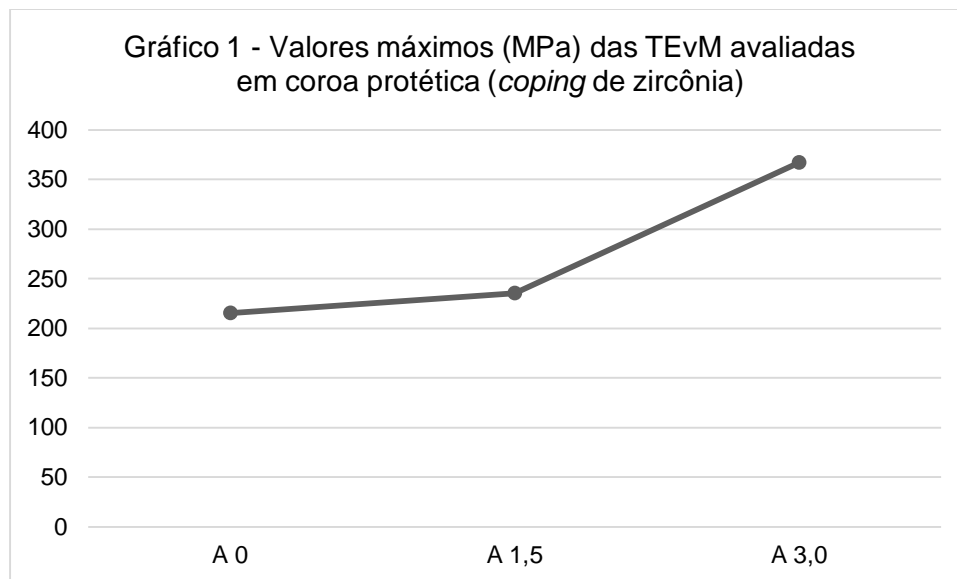
Tabela 4 – Valores máximos (MPa) das Tensões Equivalentes de von Mises (TEvM), Tensões Máximas Principais (TMaP) e Tensões Mínimas Principais (TMiP).

	A 0	A 1,5	A 3,0
TEvM (coroa protética)	241,9	264,7	366,8
TEvM (implante/pilar)	576,7	538,2	539,4
TMaP (osso peri- implantar)	51,0	81,95	339,4
TMiP (osso peri- implantar)	-131,4	-46,38	-133,0

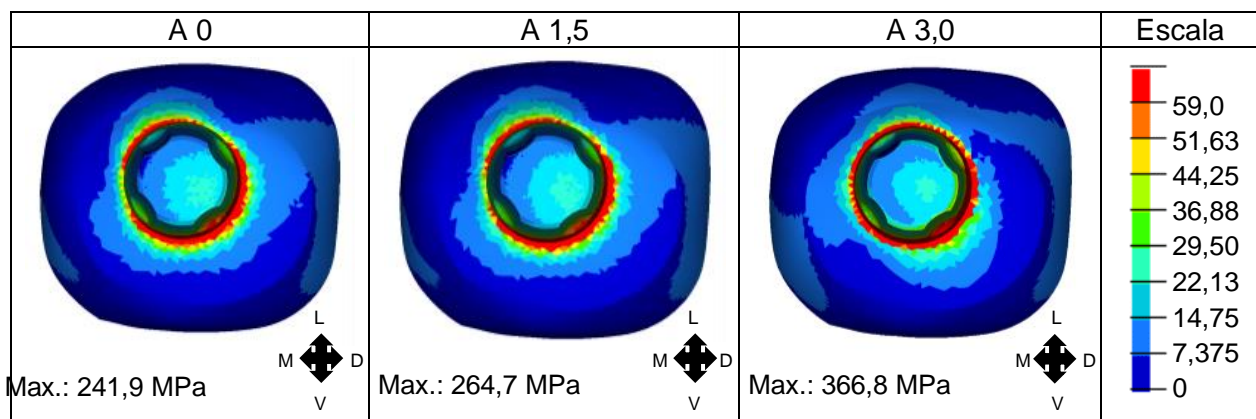
4.1. Tensão Equivalente de Von Misses (TEvM)

A análise da TEvM é recomendada para a avaliação das tensões sobre os materiais dúcteis. A TEvM é conhecida como a teoria da energia de cisalhamento ou teoria da energia de distorção máxima. Essa teoria afirma que um material dúctil começa a escoar em uma região onde a tensão de von Mises se torna igual ao limite de tensão, ou seja, define que o escoamento tem início quando a energia de distorção atinge um valor crítico.

4.1.1 Coroas protéticas (*coping* de zircônia)



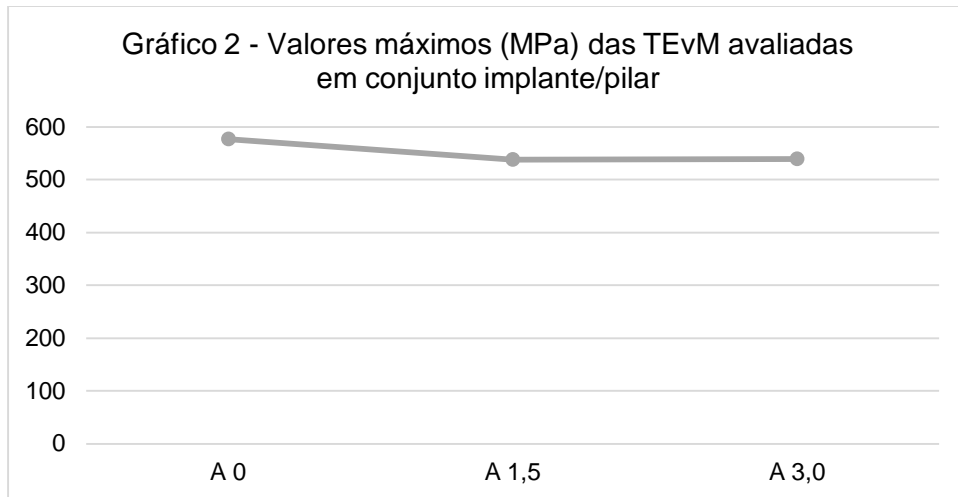
Quadro 1 – Distribuição das TEvM em coroa protética (*coping*) (vista inferior)



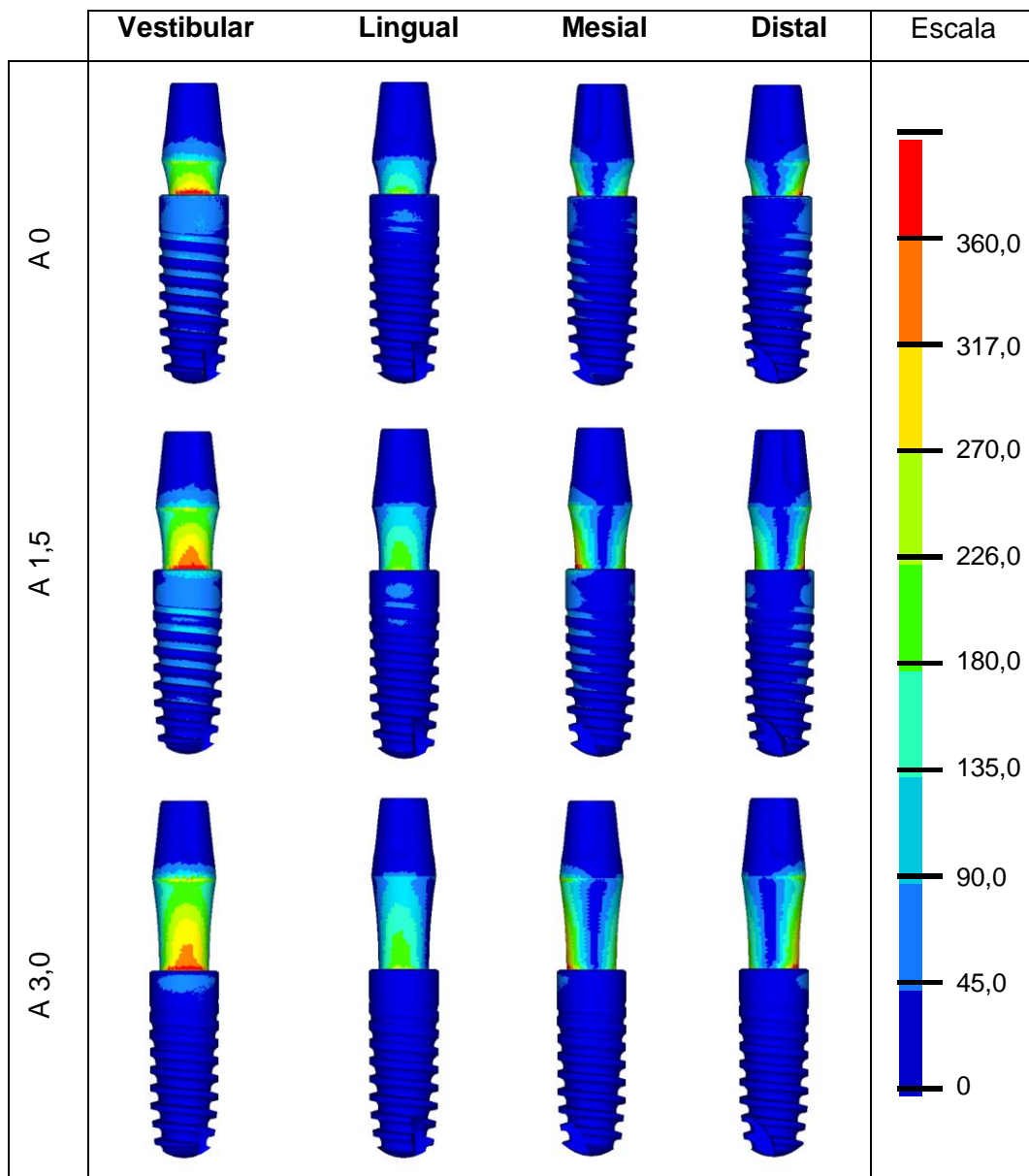
Através da avaliação das TEvM geradas sobre as coroas protéticas, foi observada concentração de tensões em região de término dos *copings* de zircônia em todos os modelos experimentais. O valor máximo de tensão observado em *coping* de zircônia no modelo A 3,0 foi o maior em comparação com os modelos A 0 e A 1,5, correspondendo à 366,8 MPa, ou seja, cerca de 32% maior que os demais modelos, em média.

O modelo A 0, por sua vez, foi o que apresentou o menor pico de tensão (241,9 MPa) entre os modelos avaliados, entretanto, com valor máximo de apenas cerca de 9% menor que o observado no modelo A 1,5 (264,7 MPa).

4.1.2. Implante/pilar



Quadro 2 – Distribuição das TEvM em conjunto implante/pilar

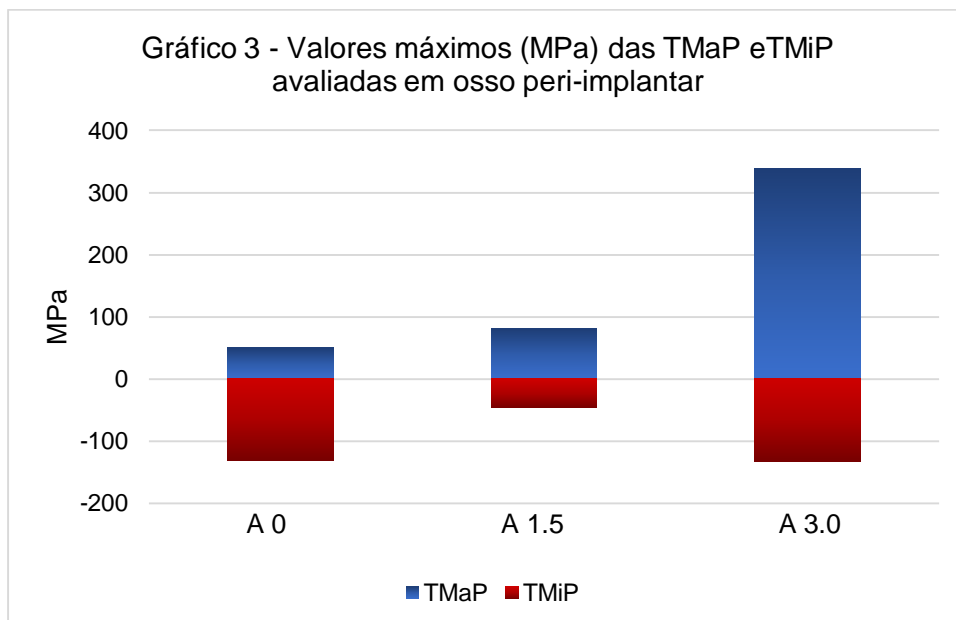


Em relação às tensões geradas sobre o conjunto implante/pilar, foi observada tensões em todos os modelos experimentais avaliados, sobretudo na face vestibular, em região de transmucoso e interface implante/pilar protético (Quadro 2). As tensões geradas sobre o conjunto implante/pilar foram maiores no caso do A 0, e menores no caso do A 1,5, porém, as diferenças de tensões geradas sobre o conjunto implante/pilar dos modelos A 1,5 e A 3,0 foram relativamente pequenas.

4.2. Tensões Máximas Principais (TMaP) e Tensões Mínimas Principais (TMiP)

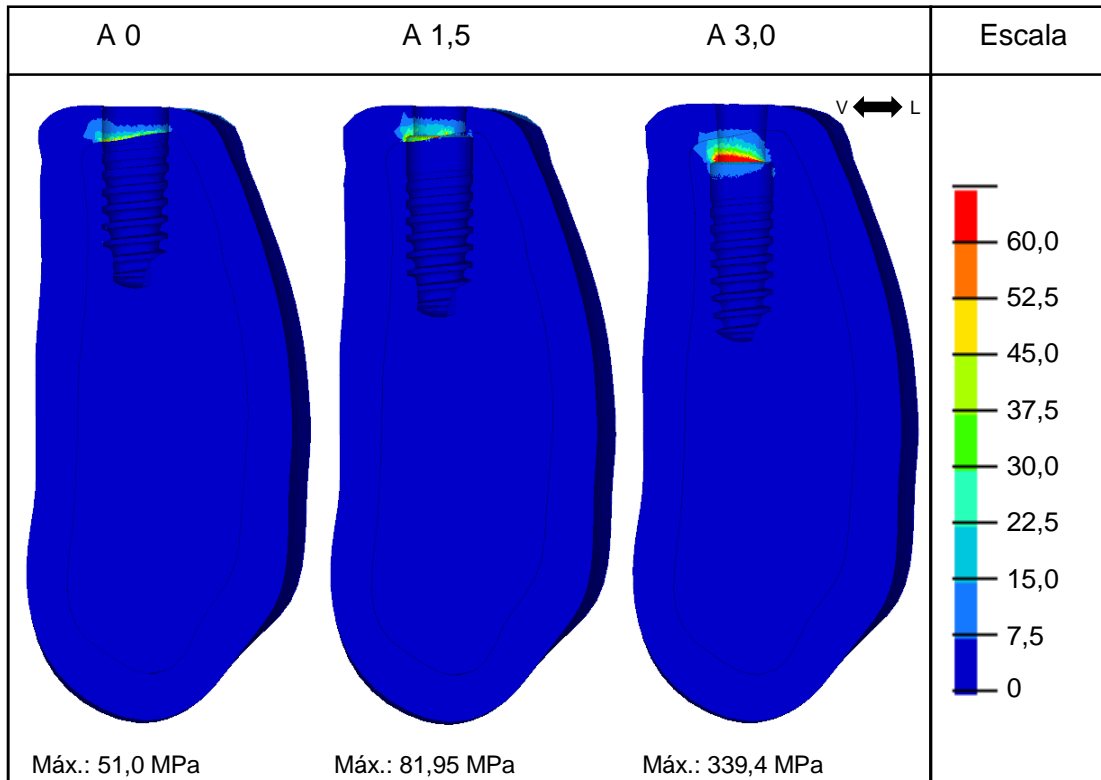
A análise das TMaP e TMiP é recomendada para a avaliação de materiais e estruturas de comportamento não-dúcteis, como é o caso do tecido ósseo (osso cortical e osso trabecular). As TMaP são, por convenção, representadas por valores positivos e se referem às tensões de tração sofridas pelos materiais ou estruturas analisadas. As TMiP, por sua vez, são representadas por valores negativos, entretanto, são consideradas como valores modulares, e se referem às tensões de compressão sofridas pelos materiais ou estruturas analisadas.

O gráfico abaixo (Gráfico 3) apresenta os resultados dos valores máximos de TMaP e TMiP em osso peri-implantar para cada modelo experimental avaliado.



4.2.1. Tensões Máximas Principais em osso peri-implantar (TMaP)

Quadro 3 – Distribuição de TMaP nos tecidos ósseos peri-implantares



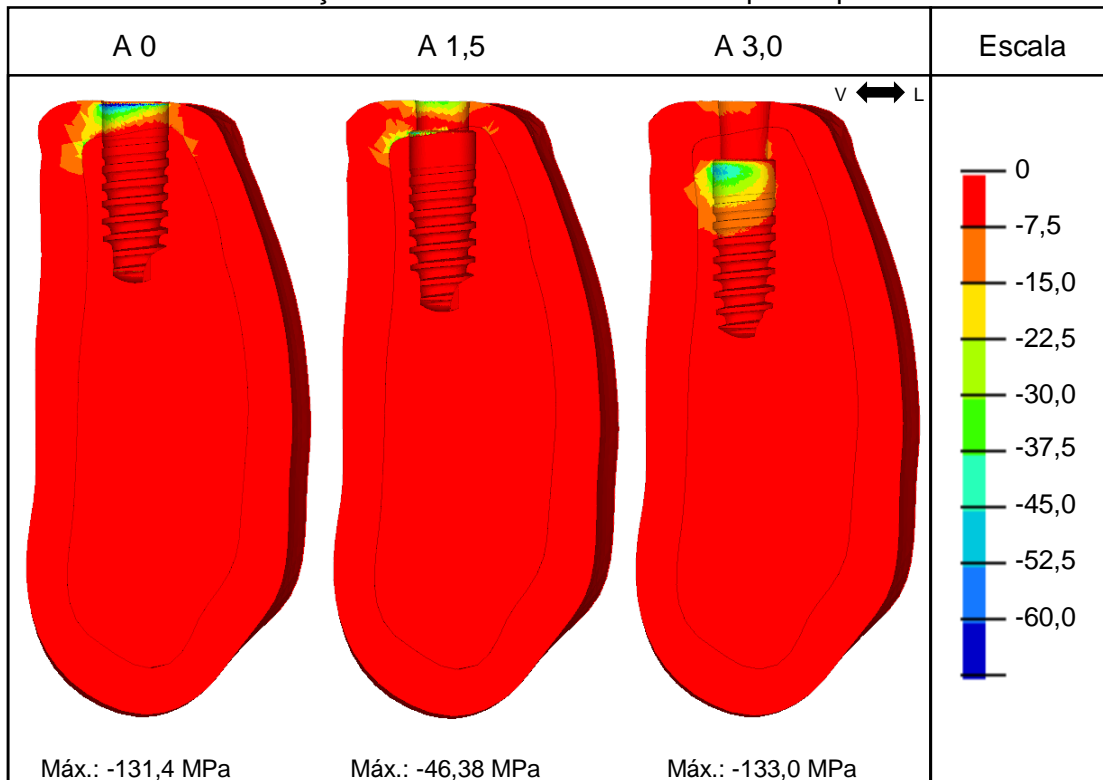
A partir do Quadro 3 foi possível observar a distribuição e magnitude de tensões de tração dos modelos experimentais após aplicação de uma carga oclusal.

Todos os modelos avaliados apresentaram níveis de tensão de tração (Quadro 3), contudo, o modelo A 3,0 foi o que obteve os maiores valores, com picos de tensão cerca de 4 vezes maiores que os encontrados no modelo A 1,5. O modelo A 0, por sua vez, apresentou os menores níveis de tensão de tração, com picos de 51,0 MPa.

Foi observado, ainda, que as tensões de tração do modelo A 0 foram concentradas na região de interface entre osso cortical e osso trabecular, bem como no modelo A 1,5, entretanto, o último apresentou uma maior abrangência de tensões, em região de plataforma do implante. Já no modelo A 3,0 foi observada concentração de tensões em osso trabecular, na região de plataforma do implante.

4.2.2. Tensões Mínimas Principais (TMiP)

Quadro 4 – Distribuição de TMiP nos tecidos ósseos peri-implantares



A partir do Quadro 4 foi possível observar a distribuição e magnitude de tensões de compressão dos modelos experimentais após aplicação de uma carga oclusal.

Todos os modelos avaliados apresentaram níveis de tensão de compressão (Quadro 4).

O modelo A 1,5 foi o modelo experimental que apresentou menor concentração de tensões de compressão em osso peri-implantar, com picos de tensão de aproximadamente 46 MPa, localizados em região de interface entre osso cortical e osso trabecular e plataforma do implante.

Os modelos A 0 e A 3,0 foram os modelos que apresentaram as maiores tensões de compressão, tanto em relação aos valores absolutos quanto em abrangência de tensões. Entretanto, foi observado no modelo A 0 concentração de tensões em região crista óssea (vestibular e proximais), enquanto no modelo A 3,0 a concentração de tensões foi observada em osso trabecular, na região de porção cervical do implante (vestibular e proximais) e, em menor abrangência, na região de ombro do implante (lingual).

5. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência de diferentes profundidades de inserção de implantes de conexão cônica em região posterior de mandíbula na distribuição de tensões geradas aos tecidos ósseos circunjacentes, implantes e componentes protéticos após carregamento oclusal distribuído através de uma avaliação comparativa pelo método de elementos finitos. Tais tensões apresentaram-se de maneira diferente de acordo com os modelos experimentais propostos e, portanto, os resultados do presente estudo apoiam a rejeição da hipótese nula, tornando possíveis considerações e avaliações para cada uma das situações.

De acordo com Misch (2006), a região cervical do implante, assim como osso ao seu redor, é descrita como a mais crítica por apresentar alta concentração de tensões quando submetidas às forças mastigatórias. Sendo assim, a compreensão da biomecânica que envolve tal região, com o intuito de minimizar tensões e preservar tecido ósseo peri-implantar, é fundamental.

Considerando o implante osseointegrado e os fatores biomecânicos envolvidos, ao receber forças provenientes das cargas mastigatórias, a alteração da altura do transmucoso de pilares protéticos pode influir de maneira significativa na distribuição de tensões para implantes, componentes e tecido ósseo peri-implantar.

A colocação subcristal de implantes de conexão cônica é proposta por fabricantes e alguns pesquisadores, justificada por melhores possibilidades de restauração protética e estética favorecida. Biologicamente, a área de interface entre implante e pilar protético é transferida para uma região mais apical, diminuindo assim a exposição da região e, conseqüentemente, reduzindo a contaminação bacteriana. Em contrapartida, a colocação subcristal do implante requer a utilização de um pilar protético de maior altura de transmucoso, aumentando também o braço de alavanca do conjunto (Lima, 2010; Souza, 2019).

A distribuição de tensões em tecido ósseo peri-implantar, a partir de forças oclusais aplicadas, pode ser simulada através do método de elementos finitos. Sabendo que o processo de remodelação óssea está diretamente relacionado com essas tensões, a simulação é essencial para o entendimento dos fatores

biomecânicos envolvidos, que influenciam de maneira significativa no sucesso de reabilitações com implantes. No entanto, esses fatores são considerados de difícil avaliação, seja clinicamente ou através de experimentos *in vitro* ou *in silico*, devido à diversidade das amostras (Skalah, 1988).

Kitamura et al. (2004), relata que as diferenças no módulo de elasticidade dos ossos cortical e trabecular exibem comportamentos diferentes em relação à distribuição de tensões. O osso cortical, por apresentar um módulo de elasticidade menor que o osso trabecular, absorve mais tensões, que, por sua vez, concentram-se na região cervical do implante e osso circundante, independente da qualidade óssea.

O presente estudo mostrou-se de acordo com Kitamura et al. (2004) e Lima (2010), apresentando concentração de tensões em região cervical, próximo à plataforma do implante.

Além disso, os resultados obtidos para o implante inserido 1,5 mm subcristal, apresentaram uma melhor distribuição de tensões, como relatado por Chu et al. (2011), mostrando que a faixa de corticalização na região cervical do implante é extremamente importante para uma adequada distribuição de tensões.

Macedo et al. (2018), em seu estudo, revelaram que a colocação de um implante Cone Morse abaixo do nível da crista óssea aumenta o volume de osso peri-implantar em altas tensões.

No modelo experimental onde o implante foi inserido 3,0 mm abaixo da crista óssea, as tensões apresentadas foram, por sua vez, as mais críticas.

Alguns estudos anteriores sugeriram que o posicionamento do implante completamente no osso trabecular pode afetar negativamente a distribuição de tensão através do implante para a região peri-implantar (Okumura et al. 2010; Toniollo et al. 2012) e a colocação do implante no osso cortical apresenta vantagens como a ancoragem óssea que resulta em uma dissipação adequada das tensões ao longo da interface implante/osso (Degidi et al. 2017; De Castro et al. 2014).

Ao avaliarmos as tensões geradas sobre implantes, pilares protéticos e coroas protéticas, o critério de von Mises é mais apropriado (Canay et al., 2009; Toniollo, 2012).

Após carregamento axial, as tensões concentraram-se em região de transmucoso dos pilares protéticos, próximo à plataforma do implante, em interface entre implante e pilar protético, como demonstrado pela literatura. Entretanto, ao contrário dos resultados apresentados por Lima (2010) e Borie et al. (2018), onde as tensões aumentaram de acordo com o aumento do transmucoso dos pilares protéticos, no presente estudo foi observado maior tensão no modelo A 0, o qual utilizou pilar protético de 1,5 mm.

Pico et al. (2019) em estudo clínico, mostraram maior preservação óssea peri-implantar durante o primeiro ano quando implantes de plataforma *switching* foram colocados em uma posição subcristal com a utilização de pilar protético longo em comparação a um pilar protético curto, principalmente em locais de mucosa fina. Provinciatti (2015), em estudo fotoelástico, observou resultados semelhantes.

Dadas as limitações oferecidas pela metodologia, frente à complexidade dos fatores biológicos, a heterogeneidade do tecido ósseo não foi considerada, portanto, estudos clínicos são necessários para validação de dados e futuros estudos pré-clínicos e clínicos devem ser realizados visando a comparação de distintos pilares protéticos e implantes colocados em diferentes níveis ósseos.

6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados das avaliações da distribuição de tensões através do método tridimensional de elementos finitos e, considerando as limitações impostas pela metodologia, foi possível concluir que:

- a) Todos os modelos experimentais apresentaram níveis de tensão;
- b) As tensões sobre a coroa protética (coping em zircônia) foram maiores no modelo subcristal A 3,0;
- c) As tensões sobre o conjunto pilar/implante não apresentaram diferenças significativas, entretanto, foi observado um aumento de tensões diretamente proporcional ao aumento da altura do transmucoso;
- d) Modelo A 1,5 apresentou menores tensões de compressão (TMiP) enquanto modelo A 0 apresentou menores tensões de tração (TMaP);
- e) Modelo A 3,0 apresentou os maiores níveis de TMaP e TMiP;
- f) No modelo A 0 (equicristal) foi observado concentração de tensão em região de crista óssea, enquanto os implantes subcristais geraram tensões na região de interface osso cortical/osso trabecular, no caso do modelo A 1,5, e em região de osso trabecular, como no caso do modelo A 3,0.

7. REFERÊNCIAS

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10: 387-416.

Albrektsson T, Zarb GA, 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;1:11-25.

Akça K, Iplikçioğlu H. Finit elemento stress analisys of the influence os staggered versus straight placement of dental implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*; 2003; 16;5: 444-54

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int. J. Perio. Rest. Dent*. 2010;30;1: 89-95

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a ten years period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977;16:1-32

Borie E, Leal E, Orsi IA, Salamanca C, Dias FJ, Weber B. Influence of transmucosal height in abutments of single and multiple implant-supported prostheses: a non-linear three-dimensional finite element analysis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2018; 21:1, 91-97

Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent* 2009; **18**: 239– 248.

Chu C, Hsu J, Fuh L, Huang H. Biomechanical Evaluation of Subcrestal Placement of Dental Implants: In Vitro and Numerical Analyses. *Journal of Periodontology* 2011; 82: 302-310.

Coppedê AR. Estudo mecânico da conexão implante/abutment utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2011.

De Castro DSM, De Araujo MAR, Benfatti CAM. Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental study in dogs. *Implant Dent.* 23: 270- 276. 2014

Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Marginal bone loss around implants with platform-switched Morse-cone connection: a radiographic cross-sectional study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2017 28, 1108– 1112

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

Geng JP, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite Element Analysis of an Osseointegrated Stepped Screw Dental Implant, *Journal of Oral Implantology.* 2004;30(4):223-233

Glantz PO, Nilder K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-bone reconstructions. *Periodontology 2000* 1998;17:119–124

Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:811-818

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S. and Miyakawa, O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research* 2004; 15: 401-412.

Lima, L. Estudo em elementos finitos da distribuição de tensões em diferentes níveis de inserção de implantes Cone Morse. 2010. 122p. Dissertação (Mestrado) – Universidade de Santo Amaro

Macedo JP, Pereira J, faria J, Souza JCM, Alves JL, López-López J, Henriques B. Finite element analysis of peri-implant bone volume affected by stresses around Morse taper implants: effects of implant positioning to the bone crest, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2018; 21:12, 655-662

Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos.* 2. ed. São Paulo: Ed.Santos; 2000. p.21-32

Misch CE, Goodacre CJ, Finlay JM, *et al.* Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry – Part 2. *Implant Dent* 2006; **15**: 113– 121.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002;73:322-333.

Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010; 54(3):133–142.

Pico A, Martín-Lancharro P, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Blanco J. Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in sites with thin mucosa: A 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Impl Res.* 2019; 30: 595– 602

Provinciatti MM. Análise fotoelástica comparativa entre pilares protéticos sólidos e de parafuso passante para implantes com conexão cônica instalados em diferentes profundidades ósseas. 2015. 109f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008; 34: 1-6.

Rubo JH, Capello Souza EA: Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12: 105- 113

Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of Periodontology* 2008; 79: 2166–2172.

Sivolella S, Stellini E, Testori T, Di Fiore A, Berengo M, Lops D. Splinted and unsplinted short implants in mandibles: a retrospective evaluation with 5 to 16 years of follow-up. *J Periodontol* 2013;84:502–12.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843–848.

Skalak R. Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol.* 1988; 13; 4: 581-93

Soares MAD, Pereira VA, Santos AZ, Lenharo A, Luiz NE. Estudo comparativo entre diferentes conexões para implantes dentários. *Implant News* 2009; 6;6: 685-691

Souza, GA. Influência de pilares protéticos sólidos para implantes Cone Morse instalados em diferentes profundidades ósseas na distribuição de tensões: análise por elementos finitos. 2019. 109f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

Takahashi T, Gunne J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):256–260.

TONIOLLO, M.B. Distribuição de tensões geradas por próteses esplintadas ou individualizadas sobre implantes com reabilitações em diferentes rebordos: análise pelo método de elementos finitos. Ribeirão Preto, 2014. 144p. Tese (doutorado Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004; 18 (1): 45-52

Verri FR, Junior JFS, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Marques H, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of biomechanics* 2015; 48(1): 138-145