

Guilherme Bergamo Brandão de Oliveira

**Influência do aumento da coroa na distribuição de
tensões em implantes curtos de hexágono interno: uma
análise de elementos finitos 3-D**

Araçatuba/SP

2013

Influência do aumento da coroa na distribuição de tensões
em implantes curtos de hexágono interno: uma análise de
elementos finitos 3-D

Trabalho de Conclusão de Curso

apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

como pré-requisito para obtenção do título de Cirurgião Dentista.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro

Araçatuba/SP

2013

Identificação

Aluno: Guilherme Bergamo Brandão de Oliveira

Matrícula: 2008-3012

CPF: 036228621-30

RG: 54284200-2

Nascimento: 04/09/1989

Filiação: Marina Bergamo Gonçalves de Oliveira / Walfredo Brandão
de Oliveira

Graduando em Odontologia da Faculdade de Odontologia de
Araçatuba - UNESP

Agradecimentos

Aos meus pais, Walfredo e Marina e irmão Felipe,

Esse trabalho não teria a mesma importância se não fosse para dedicá-lo a vocês. Sou muito grato por ter pais tão maravilhosos. Pelas pessoas que são por tudo que me ensinaram durante a vida. Por enfatizarem a importância de estudar e buscar objetivos, sempre com honestidade e integridade. Vocês são grandes exemplos para mim!

À Deus

Agradeço a Deus por todos os momentos maravilhosos que tenho tido em minha vida. Por todos os momentos felizes e porque não os tristes? Muitas coisas aprendi com eles, muitos valores guardei e muitas vitórias conquistei. E hoje, continuo seguindo meu caminho em busca de uma vida próspera nunca me esquecendo de ter fé em nosso senhor.

Ao meu orientador Fellippo Ramos Verri,

Sempre serei grato por todas as oportunidades e conselhos dados a mim. O

Senhor foi de fundamental importância para a concretização de um sonho e sempre serei grato por toda a paciência e ensinamentos conquistados nesses anos.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão de Auxílio Pesquisa e Bolsa de Iniciação Científica durante a realização deste trabalho.

Aos meus irmãos de república, Leonardo, Maurício, Rafael, Felipe, Samuel e Adriano. Obrigado pelos magníficos momentos que convivemos, pelas risadas, brigas, conversas, piadas e alegrias. Com vocês convivi maravilhosos momentos.

Ao meu grande amigo Caio Augustus. Você sempre foi uma pessoa incrível e sua amizade foi e sempre foi de fundamental importância na minha vida. Apesar da distância que temos hoje, jamais me esquecerei de seus conselhos e, sempre que precisar, estarei pronto pra lhe ajudar.

Aos meus amigos agregados da República Bola 8, Murillo, Fabiano, Lucas Lourenço, Lucas Seraphim, Gabriel, Denis, Leonardo, Tiago e Rafael. Muito obrigado pelos momentos de descontração, risadas e principalmente pela imensa ajuda quando precisei.

Aos meus companheiros de Departamento Daniel, Joel e Victor. Apreendi muitas coisas compartilhando conversas e papos com vocês, jamais esquecerei o quanto estudei e tirei dúvidas ao lado de vocês.

Aos meus amigos e companheiros de jornada da 10ª Turma Gestter, Márcio, Luiz Henrique e Ana Paula Lima. Jamais esquecerei a convivência com vocês, os conselhos, as viagens, as risadas, as conversas, as brincadeiras e os momentos.

Aos meus amigos da Turma X, onde conquistei grandes amigos que sempre guardarei em minhas lembranças. Cada um teve participação especial em minha vida, portanto, sou muito grato a todos por nossa amizade. Contem sempre comigo!

À toda minha família por sempre acreditarem no meu potencial e nunca deixarem de acreditar em mim. Impossível não amar vocês. O amor que sinto por vocês cresce a cada dia. Obrigado por tudo.

Sumário

Resumo	8
1. Introdução	9
2. Proposição	11
3. Material e Método	12
4. Resultados.....	20
5. Discussão.....	29
6. Conclusão	33
Referências	34

Resumo

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da altura da coroa em próteses unitárias sobre implante com conexão do tipo hexágono interno na distribuição das tensões na prótese, no implante e no tecido ósseo, utilizando a metodologia dos elementos finitos 3-D. Para o trabalho foram confeccionados 3 modelos através de modelagem gráfica tridimensional utilizando-se os programas Invesalious 3.0, Rhinoceros 4.0 e Solidworks 2010. Cada modelo constituiu de um bloco ósseo, um implante e uma coroa metalo-cerâmica, variando sua altura (10, 12,5 e 15 mm). A seguir, os modelos foram exportados ao Femap 10 para geração da malha, estabelecimento de condições de contorno e restrições, e cargas de 200N axial e 100N oblíqua (45°) foram aplicadas. Os modelos foram processados pelo NeiNastran 10.0 e, após análise, foram importados novamente para o Femap 10 para obtenção dos resultados, através de mapas de tensão von Mises e tensão máxima principal. Foi realizado um teste estatístico de análise de variância e teste de Tukey testes com $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos. O aumento da altura da coroa não influenciou a distribuição de tensões em estruturas analisadas sob carga axial. No entanto, sob uma carga oblíqua, alturas de coroa 12.5 e 15 mm causaram danos significativos para a distribuição da tensão dos parafusos e para o tecido ósseo. Aumento da coroa foi fator prejudicial para os parafusos e as diferentes regiões do tecido ósseo, principalmente sob carga oblíqua.

Palavras-chave: Implantes dentários; prótese dentária; biomecânica; análise de elementos finitos.

1. Introdução

A previsibilidade dos implantes dentários está inter-relacionada com diferentes fatores que podem ser biológicos, técnicos e biomecânicos (Wennerberg & Albrektsson 2011); o controle destes fatores é importante para preservação óssea e, redução das complicações protéticas podendo ampliar a taxa de sucesso das reabilitações implantossuportadas (Manfredini et al. 2012; Fu et al. 2012).

Neste contexto, a utilização de implantes em região posterior de maxila e mandíbula está em muitas situações relacionado com o emprego de implantes curtos (Srinivasan et al. 2012) e, conseqüentemente, a confecção de uma coroa com altura elevada (Tawill et al. 2006). Biomecanicamente, a literatura tem apontando que o aumento da coroa pode ser um fator prejudicial para a distribuição de tensões utilizando a metodologia com strain gauge (Nissan et al. 2011a; Nissan et al. 2011b), e elementos finitos 3-D (Sotto-Maior et al. 2012). Outros autores apontam que a orientação das forças oclusais e, conseqüentemente sua distribuição efetiva, além do controle da parafunção sejam requisitos importantes em implantes curtos (Tawill et al. 2006)

Por outro lado, estudos longitudinais clínicos e uma revisão sistemática não revelaram diferenças na performance clínica de implantes reabilitados com elevada altura de coroa em implantes com conceito Branemark e cone morse (Schneider et al. 2012; Birdi et al. 2010; Gomez-Polo et al. 2010; Blanes 2009; Blanes et al. 2007). Porém, Urdaneta et al. 2010 em estudo longitudinal, apontaram maior possibilidade de complicações protéticas utilizando uma altura de coroa elevada.

De fato, há indícios de complicações protéticas como afrouxamento de parafusos e, fratura de material oclusal (Perelli et al. 2012) em implantes curtos instalados em região posteriores da mandíbula e maxila, mesmo existindo elevada previsibilidade (Perelli et al. 2012; Lops 2012; Esposito et al. 2012). Assim, há necessidade de estudos com maior longevidade para se analisar a previsibilidade (Esposito et al. 2012), principalmente quando existe uma situação biomecânica desfavorável.

Os implantes de hexágono interno tem surgido como opção viável quando se analisa biomecanicamente a junção implante/osso. As principais indicações de implantes do tipo hexágono interno são para situações de próteses unitárias ou próteses fixas de pequena extensão com bom paralelismo entre os implantes (Fálcon-Antenucci et al. 2010).

A utilização da metodologia de elementos finitos tridimensionais para se analisar uma situação clínica tem sido empregada na literatura (Pellizzer et al. 2012; Pellizzer et al. 2011; Fálcon-Antenucci et al. 2010), sendo possível analisar e identificar parâmetros biomecânicos que podem beneficiar a longevidade de próteses implantossuportadas.

2. Proposição

Diante do exposto, a proposta deste estudo foi avaliar a influência da altura da coroa em próteses unitárias implantossuportadas, utilizando como suporte implantes de conexão interna de 8,5mm, a partir da distribuição das tensões no implante, coroas, componentes protéticos e tecido ósseo, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

3. Materiais e Método

Descrição dos modelos

Para o estudo foram confeccionados 3 modelos tridimensionais, cada um representando uma seção de osso da região molar mandibular, em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso), apresentando apenas um implante (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) do tipo hexágono interno, de 3,75 x 8,5 mm, suportando uma coroa metalo-cerâmica montado sobre pilar tipo UCLA, parafusada, variando-se suas alturas em 10 mm, 12,5 mm e 15 mm, todas com inclinação de cúspide padrão de 20°. As especificações de cada modelo estão representadas no quadro 1 a seguir.

Quadro 1. Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
1	Coroa metalo-cerâmica com altura de 10 mm, montada sobre implante de 8,5 mm x 3,75 mm, tipo hexágono interno
2	Coroa metalo-cerâmica com altura de 12,5 mm, montada sobre implante de 8,5 mm x 3,75 mm, tipo hexágono interno
3	Coroa metalo-cerâmica com altura de 15 mm, montada sobre implante de 8,5 mm x 3,75 mm, tipo hexágono interno

Elaboração dos modelos

Os modelos foram elaborados a partir de modelagem gráfica 3D, com auxílio dos programas Invesalius 3.0.0 (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA), utilizando Workstation HP de alta performance. Toda essa fase de elaboração de modelos foi assessorada por engenheiros do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia), cuja parceria já está em vigor desde 2007.

Bloco ósseo

O bloco ósseo foi obtido a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada aleatória, realizada pelo programa Invesalius 3.0.0. Assim, a partir de imagens de cortes bidimensionais, foi confeccionado um bloco ósseo tridimensional da região de molar inferior. Posteriormente, o osso cortical foi modelado com espessura de 1 mm, envolvendo o osso trabecular, feito com auxílio do programa Rhinoceros 3D que recebeu a importação da imagem gerada inicialmente no Invesalius 3.0.0. As dimensões aproximadas, retiradas de trabalhos anteriores, foram de aproximadamente 25 mm de altura, por 14 mm de largura e 13 mm de espessura (Figura 1).

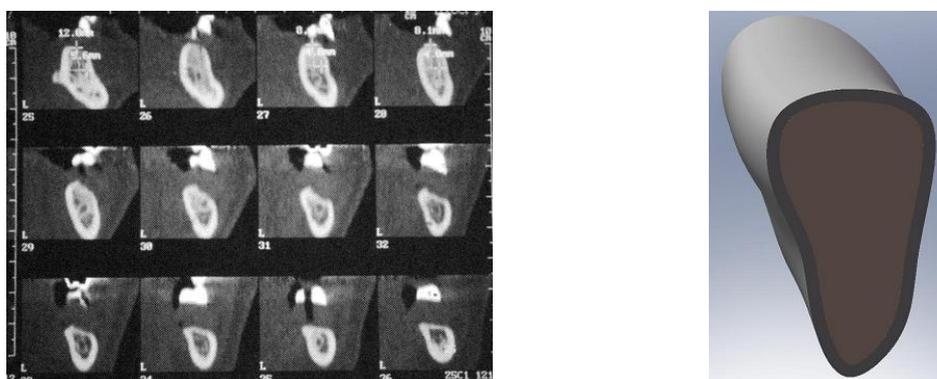


Figura 1 – Esquema mostrando cortes tomográficos (à esquerda) que foram recompostos para gerar o bloco ósseo que foi utilizado no estudo (à direita). Figuras ilustrativas retiradas de trabalhos anteriores.

Como toda análise de elementos finitos, algumas simplificações precisam ser realizadas para o correto modelamento geométrico das estruturas, para evitar dificuldades na geração da malha e, portanto na análise dos elementos finitos (Holgrem et al., 1998). Entre as simplificações, o bloco foi simulado como estrutura sólida (não trabecular), sem a presença do canal mandibular, e com alisamento da superfície externa e interna para não gerar grande demanda de processamento durante processo de análise. Neste bloco ósseo, a seguir, foram inseridos os implantes e demais componentes necessários para a análise.

Implante

O desenho do implante foi obtido a partir de desenhos originais fornecidos pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), com as características propostas no estudo, que são implante do tipo hexágono interno, de 8,5 mm x 3,75 mm. Porém, também com a finalidade de simplificação de técnica, os desenhos originalmente foram simplificados no programa Solidworks 2010, e, finalmente, também no programa Rhinoceros 3D 4.0. (Fig. 2) Dessa forma, o desenho foi obtido com alta fidelidade em relação às dimensões e formato interno e externo do implante, mas com as simplificações necessárias para o desenvolvimento da técnica.

Depois de finalizado o desenho do implante, o mesmo foi importado no programa Rhinoceros 3D 4.0, para montagem junto com a coroa e componentes protéticos que foram obtidos como descrito a seguir.

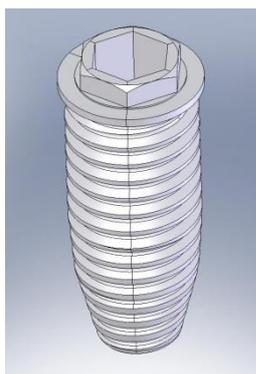


Figura 2 – Desenho esquemático de implante de hexágono externo, retirado de trabalhos anteriores, para ilustrar a obtenção do desenho no programa SolidWorks.

Componentes protéticos e coroa metalo-cerâmica

O desenho dos componentes protéticos, o UCLA para hexágono interno e o seu parafuso de fixação, foram obtidos de forma semelhante ao descrito para a obtenção do desenho do implante. A coroa, porém, segue metodologia realizada em estudos prévios.

Esta foi desenhada a partir do escaneamento de superfície (*Scanner* 3D MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um dente artificial, molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental, previamente fixado em bloco de resina acrílica para fixação no *scanner*. Assim, utilizando um delineador Bio-Art modelo estudantil (Delineador Bio-art B2, Bio-Art Equipamentos odontológicos Ltda., Brasil), o dente foi fixado por sua superfície

oclusal com cera 7 (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) e baixado em sentido vertical até o nível da coroa em um molde retangular oco de silicone de laboratório (Silibor, Silibor Ind. E Com. Ltda., São Bernardo do Campo, SP), com espaço suficiente para ser preenchido com resina acrílica envolvendo o dente. O delineador tem a única função de deixar o dente o mais vertical possível para facilitar o processo de escaneamento de superfície.

A seguir, resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) foi vertida até preencher o molde, aguardando-se sua polimerização final. O resultado foi a coroa fixada ao bloco de resina, pronta para ser escaneada. (Fig. 3)



Figura 3 – Fotografia do bloco de resina com coroa fixada para ser escaneada, retirada de trabalhos anteriores.

Após digitalização, o desenho da superfície foi importado no programa Rhinoceros 3D 4.0 para simplificação geométrica da superfície e montagem com os demais componentes anteriormente citados. (Fig. 4)

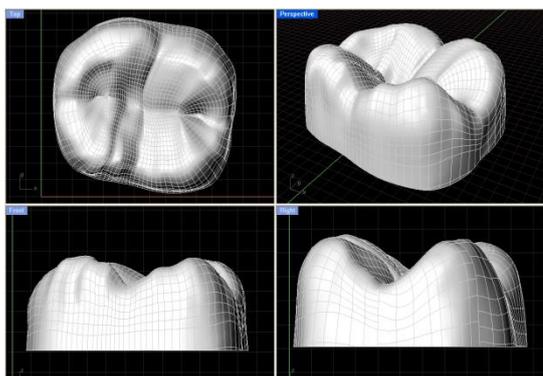


Figura 4 – Ilustrações de vários ângulos do desenho da coroa obtido após ser escaneada e já importado para o programa Rhinoceros 3D 4.0, retidas de trabalhos anteriores.

O resultado final é a coroa metalo-cerâmica montada, já dividida em partes que foram constituídas por metal (parte interna) e por porcelana (parte externa). (Fig. 5) A porcelana foi simulada com espessura média de 1 mm. Em seguida, o implante foi incorporado também a esta montagem. (Fig. 6) Toda a fase de montagem foi realizada no programa Rhinoceros 3D 4.0.

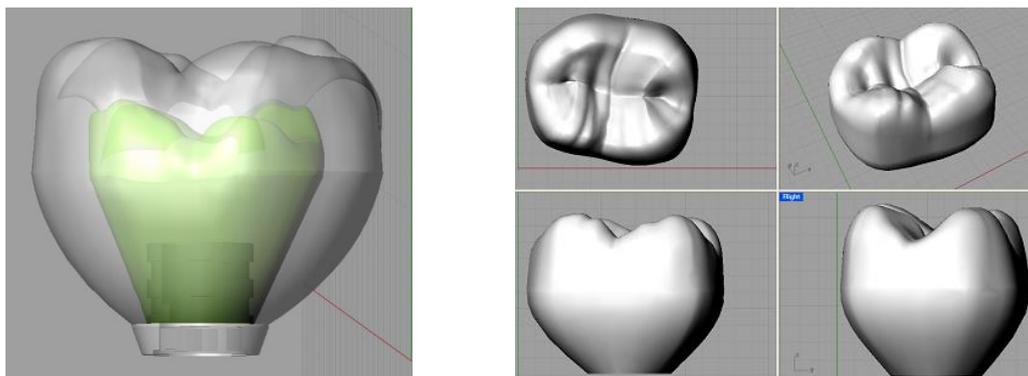


Figura 5 – Ilustrações da coroa com o componente UCLA já montado, de hexágono externo, retiradas de trabalhos anteriores, mostrando a fase de montagem da coroa.

Para uma padronização entre os três modelos que foram gerados, a superfície oclusal, até próximo ao equador protético da coroa, foi mantida igual para os três modelos. A área que foi modelada para aumentar a altura foi a correspondente ao perfil de emergência da coroa, ou, em outras palavras, a superfície em contato com o UCLA, externamente, que ocupa as porções cervical e média da coroa. Todas essas variações foram modeladas no programa Rhinoceros 3D 4.0.

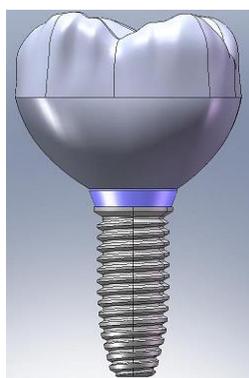


Figura 6 – Ilustração da coroa montada sobre implante, pronta para ser montada no bloco de osso, previamente modelado, retirada de trabalhos anteriores, que utilizaram implantes de hexágono externo na metodologia.

Todo este conjunto, em seguida, foi incorporado ao bloco ósseo previamente modelado, ficando o pescoço do implante completamente nivelado com o tecido ósseo cortical simulado, e o implante verticalizado dentro do bloco. Ao final, como foram simuladas três alturas de coroas, três modelos com espessuras similares, mas alturas diferentes foram obtidas.

Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Incorporação das propriedades dos materiais e geração das malhas de elementos finitos

Este método é uma técnica pela qual se pode reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, necessitamos de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada (Geng et al., 2001). Assim, todo o conjunto modelado descrito anteriormente, com dimensões próximas das reais, é importado em programa específico para elaboração de modelos de elementos finitos (Femap 10.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA), para incorporação das propriedades mecânicas dos componentes envolvidos no estudo, bem como a elaboração das malhas das várias estruturas, realizado a partir do uso de elementos parabólicos sólidos.

Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos (as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural), isotrópicos (as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural) e linearmente elásticos (as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas). A análise realizada foi do tipo linear estática. O quadro 2 ilustra os valores de módulo de elasticidade e coeficientes de Poisson para cada material envolvido no estudo, e que foram necessários para o desenvolvimento da análise.

Quadro 2. Propriedades dos Materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (μ)	Referências
Osso Esponjoso	1,37	0,30	Sertgoz (1997)
Osso Cortical	13,7	0,30	Sertgoz (1997)
Titânio (implante, abutment)	110,0	0,35	Sertgoz (1997)
Liga NiCr	206,0	0,33	Hojjatie & Anusavice (1987)
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Eraslam et al. (2005)

Um exemplo de malha finalizada está representada na figura 7 a seguir, retirada de trabalhos anteriores, já com as propriedades dos materiais incorporadas.

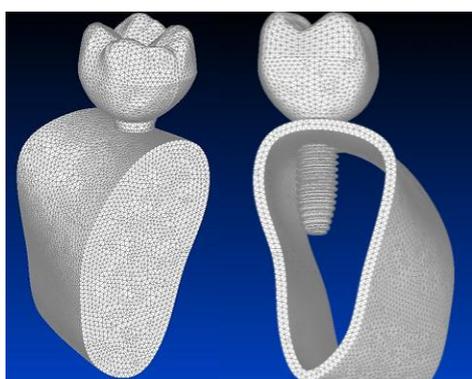


Figura 7 – Ilustrações das malhas de elementos finitos, geradas a partir do programa Femap, já com todo o conjunto montado (implante / componentes / coroa / osso cortical / osso esponjoso), retiradas de trabalhos anteriores que utilizaram implantes de hexágono externo.

Aplicação de Forças

Ainda no programa Femap 10.2 foi feita a condição de carregamento, aplicando-se um total foi de 200 N, em direção axial, seguindo metodologias anteriores. Essa aplicação foi dividida entre as cúspides, tendo, portanto, 4 pontos de 50 N de aplicação, sempre na região média da aresta interna da

cúspide. A aplicação também foi realizada de forma oblíqua, suprimindo-se os pontos de aplicação vestibulares e, portanto, resultando em um total de 100 N, aplicados na modalidade normal à superfície, em dois pontos de aplicação de 50 N. Um esquema do carregamento pode ser visto na figura 8 a seguir.

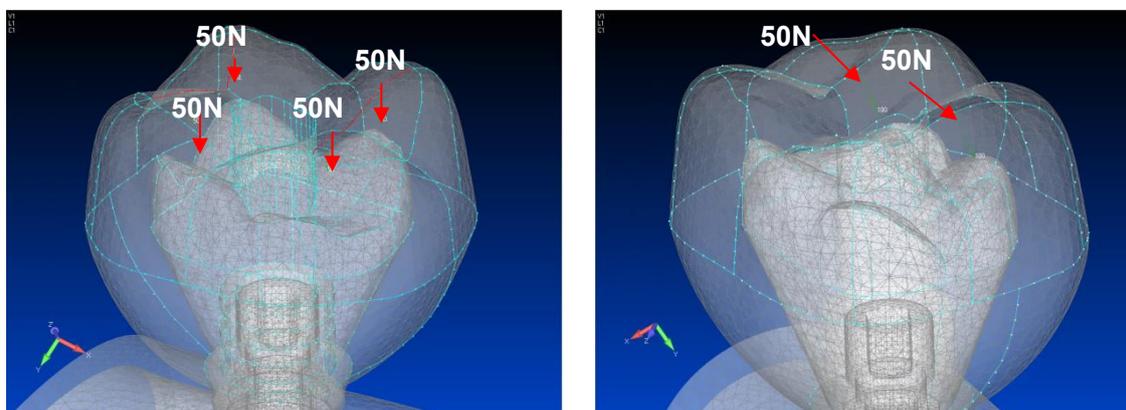


Figura 8 – Figuras ilustrativas da aplicação de cargas axiais (lado esquerdo) e oblíquas (lado direito) retiradas de trabalhos anteriores, que utilizaram implantes de hexágono externo na metodologia.

Para desenvolvimento da análise, é necessário também que haja restrição dos modelos, para que estes não se movimentem tridimensionalmente no espaço. Para simular uma situação real, toda a superfície mesial e distal do bloco ósseo, tanto cortical quanto vestibular, foram restringidas de movimentação nos três planos do espaço (x , y , z). Assim, após aplicação das cargas, toda a estrutura de coroa / componentes / implante / e tecido ósseo envolvendo o implante poderão se movimentar e sofrer as tensões de intrusão, restando as laterais do bloco ósseo fixadas.

Após a elaboração final dos modelos de elementos finitos, incorporação do carregamento e restrição de movimentos, os mesmos foram exportados para o programa de solução de elementos finitos NEi Nastran10.0, para análise do problema matemático previamente modelado.

4. Resultados

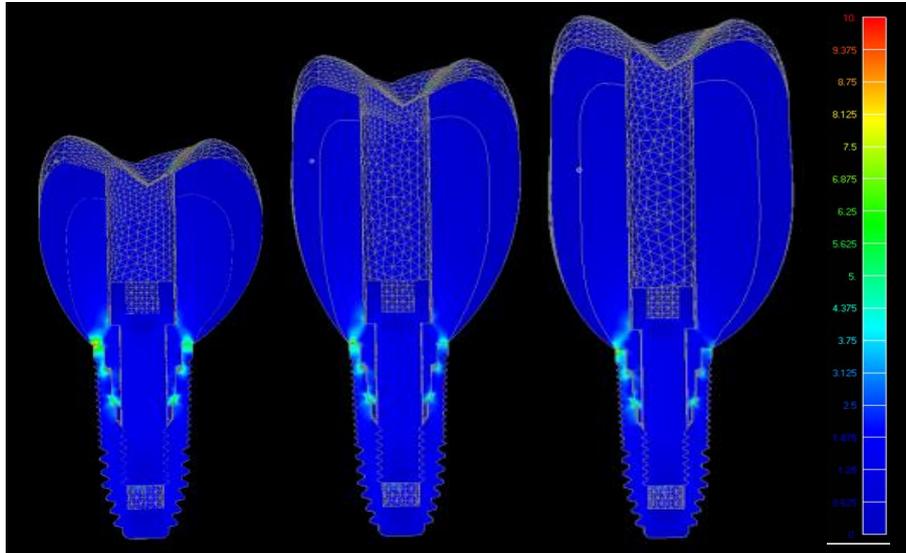
Os resultados obtidos com o trabalho, e de acordo com o projeto inicial, foram os mapas de tensão de von Mises e de tensão máxima principal, ambos com unidades em MPa (Mega Pascal). Embora outras figuras ou plotagens ainda foram feitas futuramente de alguma área específica e visando a complementação para a publicação posterior, aqui foi apresentado de forma sucinta o que foi obtido a partir deste estudo. Assim, uma divisão entre as tipos de tensões, bem como as direções de aplicações, foram realizadas.

Tensão de von Mises

Os mapas gerais de tensão de von Mises não mostraram diferenças significantes entre os modelos, assim como tem acontecido em trabalhos prévios. O que pode ser observado nestes mapas é que as estruturas que compõem o implante, seus componentes e partes da coroa são mais concentradas em níveis de tensão do que o restante do modelo (ossos) que resultam em baixas concentrações quando comparados a aquelas regiões. Assim, e considerando que a análise de von Mises é mais voltada para a análise de materiais dúcteis, não-frágeis, as figuras ilustradas a seguir são do conjunto das estruturas citadas acima (implante/ucla/parafuso/coroa, Figs. 9 a 14) e do implante separadamente (Figs. 15 a 20).

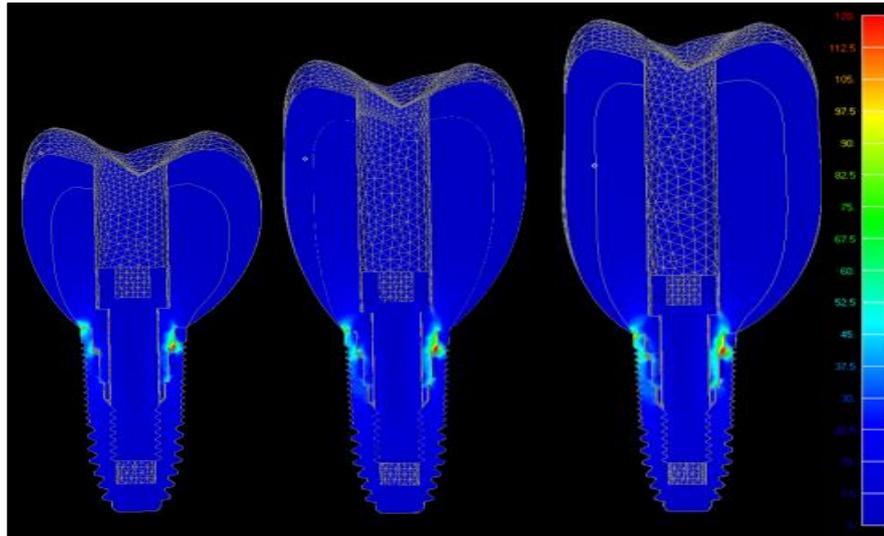
Nas figuras 9 a 11, que ilustram aplicação vertical, observa-se que, além do padrão de distribuição ser muito similar entre os modelos, as concentrações também são muito parecidas. Apenas o modelo 1 mostrou uma discreta variação de concentração, com sendo um pouco maior na região do ucla (na superfície área de contato UCLA/implante) do lado esquerdo da figura, próximo ao implante (área vermelha) quando comparado aos modelos 2 e 3. De forma semelhante, houve uma diminuição discreta de concentração de tensões do lado direito dos modelos, em áreas de contato UCLA/implantes, gradativamente ao aumento da coroa, que pode ser observada pela pequena diminuição da área de concentração de cor azul clara (franja de 3,75 a 4,375 MPa) nas superfícies de contato. Cabe ressaltar que essas diferenças são discretas, até em virtude da escala de valor (até 10 MPa), que nos sugere que,

embora existam variações, sejam insignificantes quando se considera uma aplicação de carga vertical, já que uma carga total de 200 N foi aplicada, dividida em 4 áreas (cada cúspide) de 50 N.



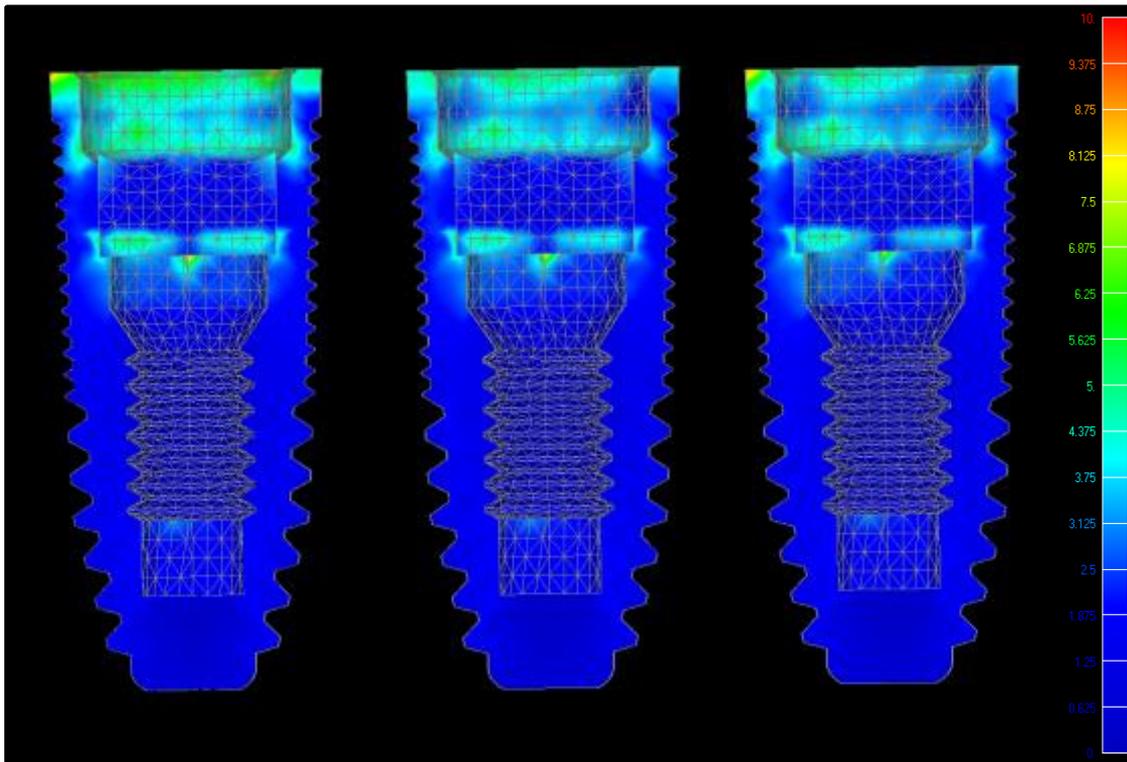
Figs. 9 a 11 – Mapas de tensão de von Mises do conjunto implante/ucla/parafuso/coroa dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga vertical. (Escala = 0 (azul) a 10 (vermelho) MPa).

A aplicação das cargas oblíquas, numa análise desta mesma região, superfícies de contato UCLA/implante, já mostra algumas diferenças mais significantes (Figs. 12 a 14). Isto pode ser observado pelo gradual aumento das áreas de grande concentração de tensões (acima de 45 MPa) à medida que a coroa aumenta a sua altura. Até mesmo as franjas azuis claras (franja de 45 a 52,5 MPa) são mais amplas nos modelos 2 e 3. Levando-se em consideração que a escala utilizada para padronização destas figuras foi 12 vezes maior que a da carga vertical (escala entre 0 a 120 MPa), estes achados se tornam mais expressivos. Assim, há uma tendência que indica uma maior sobrecarga em próteses mais longas (ou com maiores alturas), mesmo com implantes de 8,5mm de comprimento, quando estamos diante de forças oblíquas, nas condições do estudo, e principalmente considerando que as cargas oblíquas foram aplicadas com a metade das cargas verticais (100 N apenas, dividido em 2 áreas de 50 N de aplicação, na modalidade de normal à superfície).

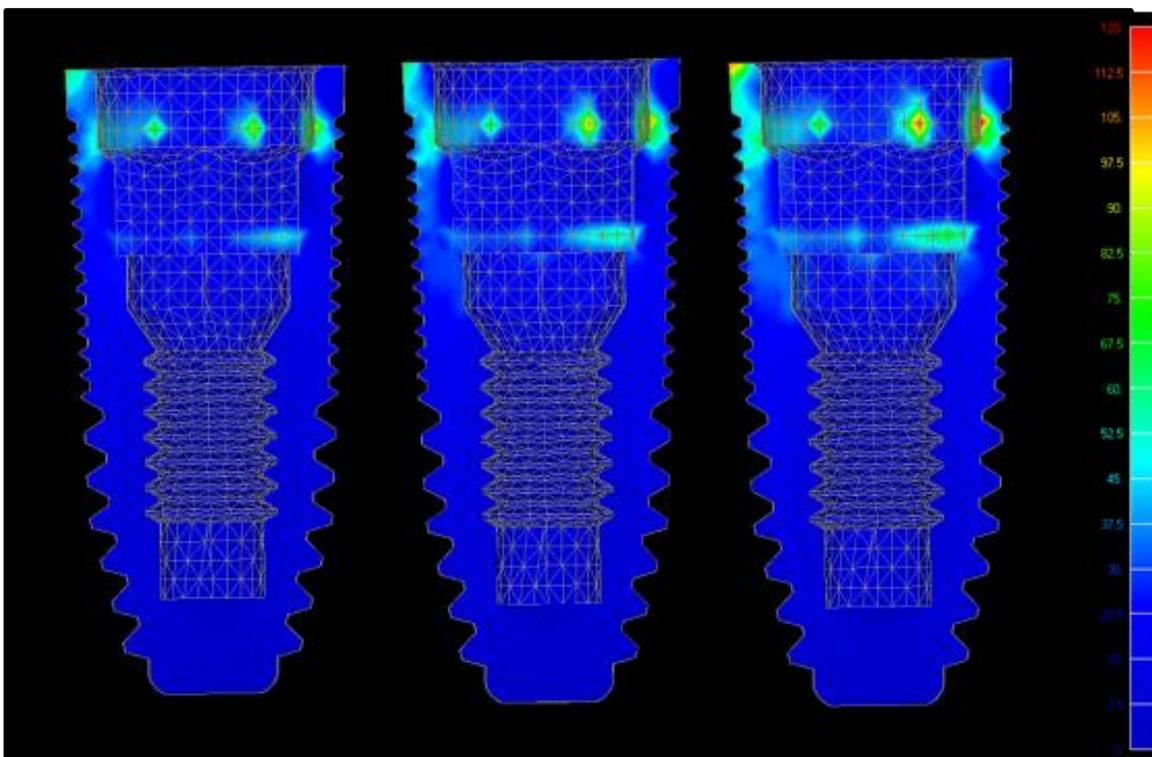


Figs. 12 a 14 – Mapas de tensão de von Mises do conjunto implante/ucla/parafuso/coroa dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga oblíqua. (Escala = 0 (azul) a 120 (vermelho) MPa).

O mesmo raciocínio pode ser realizado quando analisamos um corte frontal dos implantes nos mapas de tensão de von Mises. Observe que para as cargas verticais (Figs. 15 a 17), tanto o padrão de distribuição quanto o padrão de concentrações são muito próximos. Na carga oblíqua (Figs. 18 a 20), a intensidade das franjas vermelhas vão aumentando em extensão desde o modelo 1 (com coroa de altura 10 mm) até o modelo 3 (com coroa de altura 15 mm). Vale a pena ressaltar, que pequenas variações encontradas nas figuras 15 a 17 representam pouco em relação à distribuição geral, já que a escala destas figuras está padronizada entre 0 a 10 MPa, enquanto que as variações encontradas nas figuras 18 a 20 são mais significantes, pois a escala destas varia de 0 a 120 MPa, além de representar metade de carga aplicada aos modelos com força vertical.



Figs. 15 a 17 – Mapas de tensão de von Mises do implante dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga vertical. (Escala = 0 (azul) a 10 (vermelho) MPa)



Figs. 18 a 20 – Mapas de tensão de von Mises do implante dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga oblíqua. (Escala = 0 (azul) a 120 (vermelho) MPa)

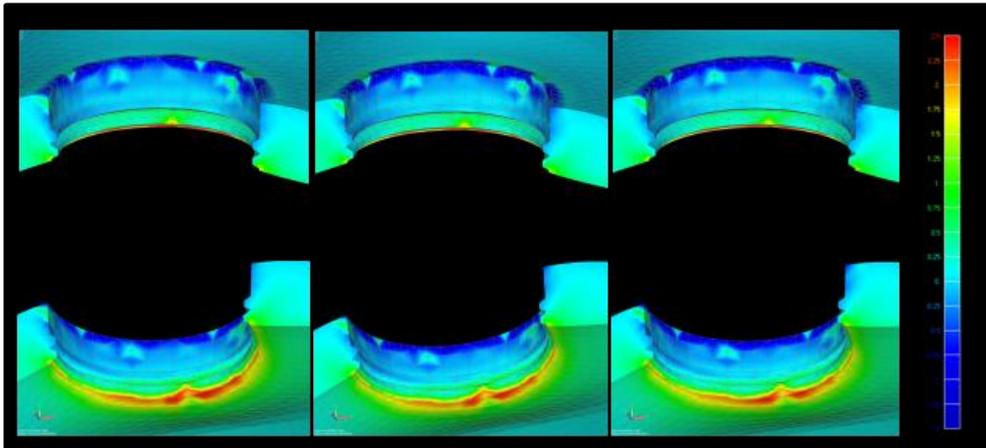
Tensão Máxima Principal

A análise por meio dos mapas de tensão máxima principal é mais específica para aqueles materiais que são sensíveis à compressão e/ou tração, como o osso alveolar. Nestes mapas, as cores frias (azuis) representam as áreas de compressão (valores negativos) enquanto que as cores quentes (verde/amarelo/laranja/vermelho) representam as áreas de tração (valores positivos). Assim, sabe-se que o osso alveolar possui resistência razoável a forças de compressão, mas não tolera de forma adequada as forças de tração. Outro achado, também concorde com a literatura internacional é de que o osso cortical absorve a maior parte das cargas oclusais, restando muito pouco a ser absorvido pelo osso trabecular. De uma forma geral, as áreas mais internas do osso trabecular mostraram uma tendência muito discreta à tração, indicando discreto aprofundamento do conjunto implante/coroa no mesmo, sob cargas verticais, como foi mostrado. Porém, este padrão uniforme de distribuição se modifica quando as cargas são oblíquas, e estas diferenças foram salientadas nas figuras a seguir. O osso cortical, por sua vez, mostra áreas visíveis de compressão e tração que foram ilustradas.

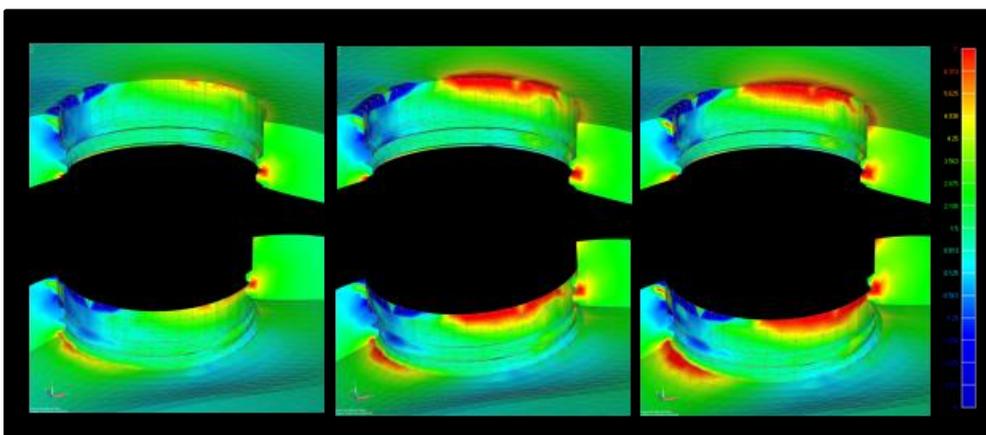
As variações nas distribuições de tensão em relação à altura da coroa ou tipo de aplicação de carga estão individualizadas para o osso cortical e trabecular nas figuras 21 a 32. As figuras 21 a 23 ilustram uma vista em corte do osso cortical de todos os modelos sob aplicação vertical de carga, visto superiormente e inferiormente. Por estas figuras é possível verificar que a modificação da altura da coroa não influenciou a distribuição de tensões de forma significativa, pois não é possível se verificar alterações entre os mapas obtidos. O único ponto que fica nítido é em relação à compressão na parte externa (franja azul escura) e tração na parte interna (franja vermelha), para todos os modelos e sob aplicação vertical, nas limitações do estudo, indicando que o implante tende a comprimir o osso, e se descolar do mesmo na sua face interna.

As figuras 24 a 26 ilustram o mesmo corte do osso cortical, mas para aplicação oblíqua. Estas figuras já mostram um padrão diferente na distribuição de cargas, com áreas de compressão localizadas na área mais à esquerda das

figuras, e áreas de tração mais à direita, que representam, respectivamente, a área ao lado da aplicação das cargas na coroa (área lingual) e sem aplicação (área vestibular). Observe como o padrão de cores avermelhadas (de tração) aumenta significativamente à medida que a coroa aumenta em altura (do modelo 1 para o modelo 3). Em contrapartida, as áreas de compressão (cores azuis), que são mais aceitas pelo osso, não sofrem grandes alterações entre os modelos.



Figs. 21 a 23 – Mapas de tensão de tensão máxima principal do osso cortical dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga vertical. (superiores – vista superior; inferiores – vista inferior) (Escala = -1,5 (azul) a 2,5 (vermelho) MPa)

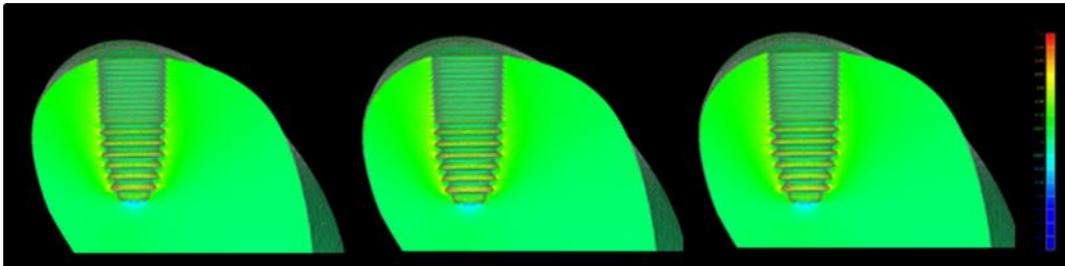


Figs. 24 a 26 – Mapas de tensão de tensão máxima principal do osso cortical dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga oblíqua. (superiores – vista superior; inferiores – vista inferior) (Escala = -4 (azul) a 7 (vermelho) MPa)

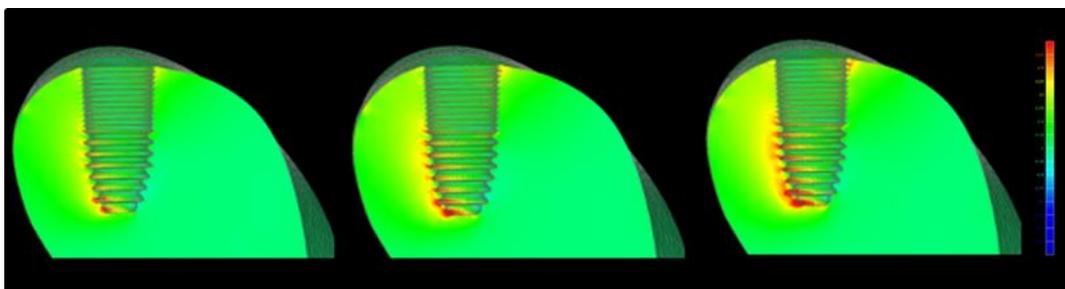
Deve ser ressaltado também que, nas devidas proporções, a escala das figuras 24 a 26 é praticamente 3 vezes maior que a escala das figuras 21 a 23, além das cargas aplicadas sobre a coroa serem de apenas 100 N, nas

cúspides linguais, ao invés dos 200 N nas quatro cúspides quando da aplicação vertical de cargas.

Os mapas de tensão máxima principal do osso trabecular estão ilustrados nas figuras a seguir. As figuras 27 a 29 ilustram os modelos sob aplicação vertical de cargas. Nestas, pode ser observado que não há diferença detectável na distribuição das tensões entre os modelos analisados. Porém, nas figuras 30 a 32, que ilustram a mesma vista, mas sob aplicação oblíqua de carga, pode ser observado que há um aumento visível das tensões de tração no ápice, lado esquerdo e na cervical do lado direito à medida que a coroa aumenta em altura. Porém, como a escala desta figura representa uma margem muito pequena de valor (entre -1 a 1 MPa), pode se dizer que, embora haja estas diferenças, estas podem ser desprezadas, indicando apenas que há uma tendência a um aumento do torque sobre o implante à medida que a coroa protética aumenta e que este torque influencia principalmente o osso cortical, como mostrado nas figuras 24 a 26.



Figs. 27 a 29 – Mapas de tensão de tensão máxima principal do osso trabecular dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga vertical. (Escala = -0,5 (azul) a 0,5 (vermelho) MPa).



Figs. 30 a 32 – Mapas de tensão de tensão máxima principal do osso trabecular dos modelos 1, 2 e 3, sob aplicação de carga oblíqua. (Escala = -1 (azul) a 1 (vermelho)MPa)

Análise Estatística

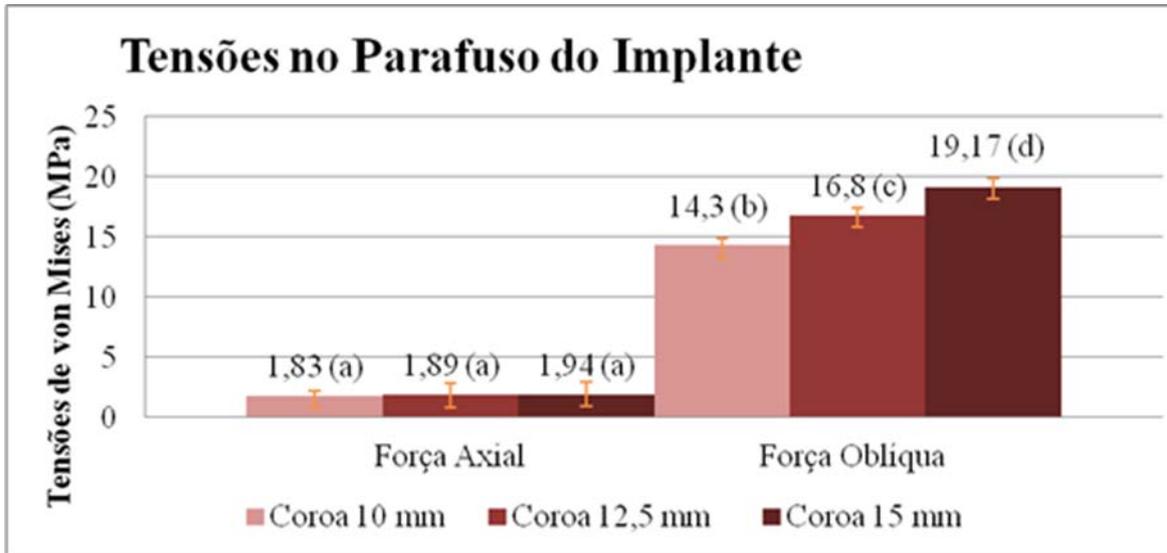


Figura 33 – Média e desvio padrão de tensões von mises no parafuso do implante. Análise estatística Two Way Anova e pos hoc Tukey test revelam resultados significantes para letras diferentes (a,b,c,d) e, resultados não significantes para letras semelhantes (a) ($p < 0,001$)

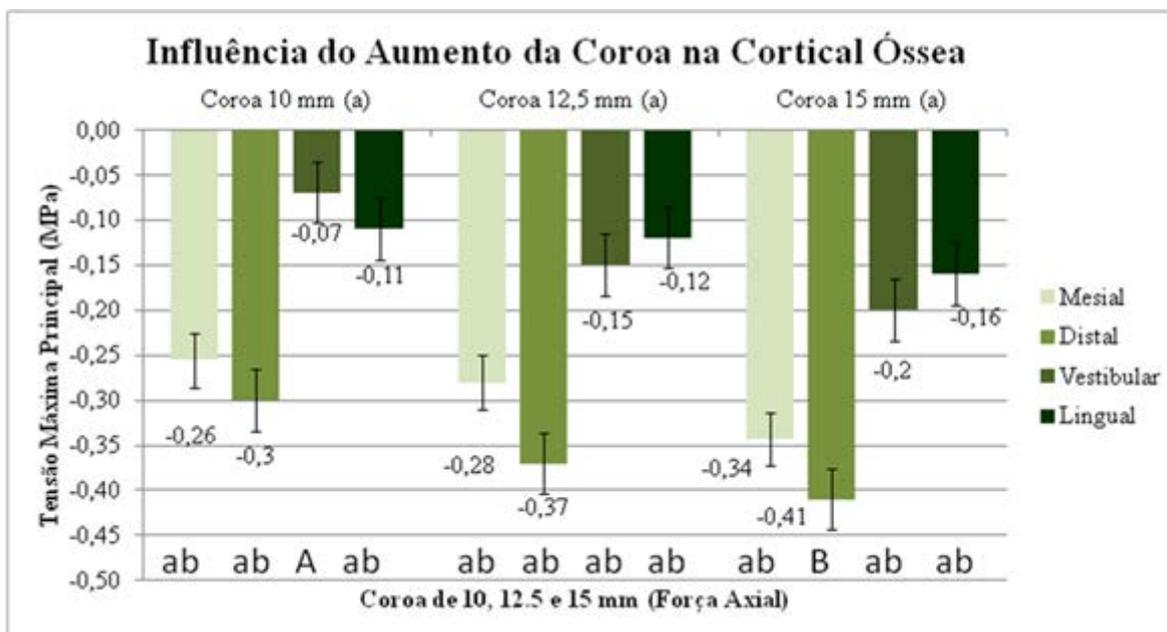


Figura 34 – Média e erro padrão da tensão máxima principal em força axial. Two Way ANOVA teste demonstrou não existir diferenças estatisticamente significantes para o aumento da coroa no carregamento axial, letras iguais indicam que não houve resultados significantes (a); pós-hoc Tukey teste apontou diferenças significativas entre letras maiúsculas diferentes (AB), letras iguais minúscula apontam resultados não significantes. (ab) ($p < 0,05$)

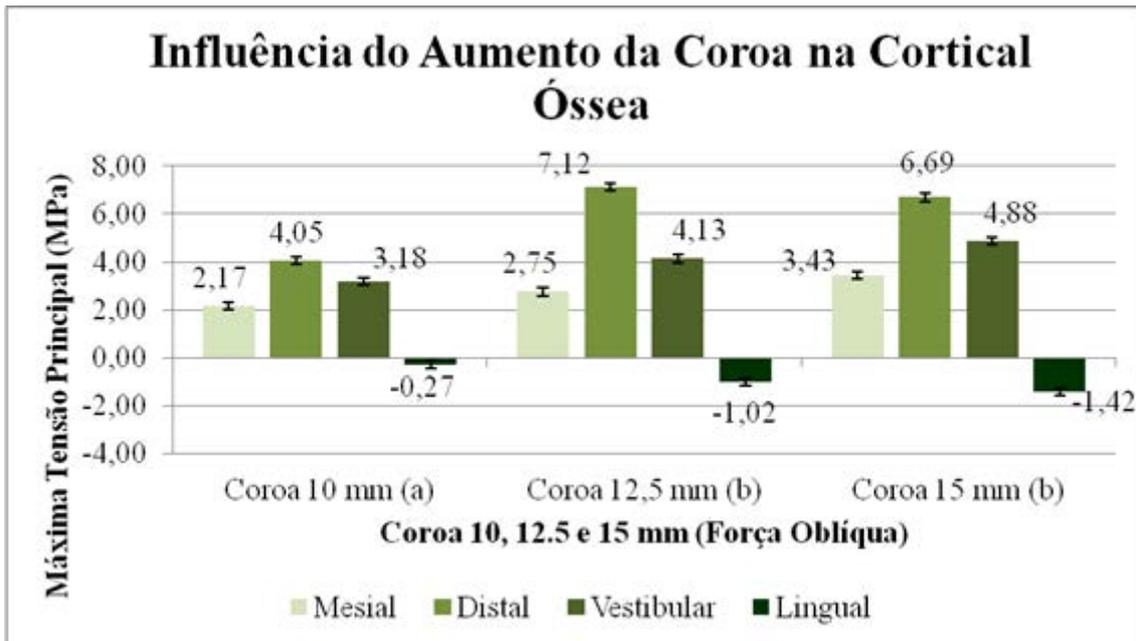


Figura 35 – Média e erro padrão para tensão máxima principal na cortical óssea. ANOVA a dois critérios demonstrou existir diferenças estatisticamente significantes para o aumento da coroa no carregamento oblíquo, letras diferentes mostraram existir resultados estatisticamente significante (ab) ($P < 0,001$)

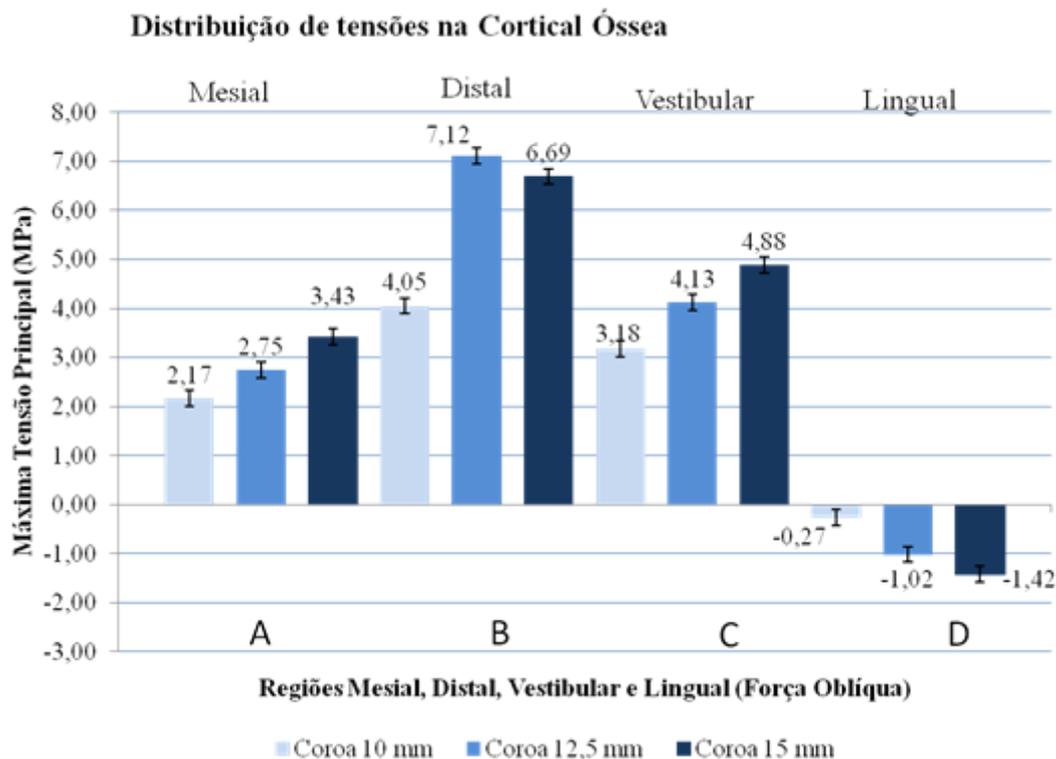


Figura 36 – Média e erro padrão de tensões em diferentes regiões da cortical óssea. Two Way Anova e pos hoc Tukey teste apontaram resultados significantes para todas regiões com letras diferentes. ($p < 0,005$), sendo que a região Distal apresentou uma média maior quando comparada com as demais regiões.

5. Discussão

O aumento da relação coroa implante é uma consequência quando ocorre a utilização de implantes curtos. A literatura, utilizando a metodologia de elementos finitos, tem revelado que o aumento da coroa é um fator prejudicial para a distribuição de tensões em implantes com coroas elevadas; Sotto-Maior et al. 2012 apontaram que a proporção de coroa/implante de 2,5:1 apresentou 1,88 vezes maior concentração de tensões no parafuso do abutment em implantes curtos (5 mm x 7 mm) de hexágono externo. Outro estudo realizado por Sutpideler et al 2004 indicaram que o aumento da coroa de 6 mm para 12 mm aumentou a concentração de tensões considerando próteses esplintadas em implantes com 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. De fato, nossos resultados concordam com estes achados uma vez que sob o carregamento oblíquo o aumento da coroa de 10 mm para 12,5 mm e 15 mm aumentou a concentração de tensões nas estruturas associadas, sendo estatisticamente significante nos parafusos. ($p < 0,05$)

O parafuso pertencente a coroa de 15 mm concentrou cerca de 1,3 vezes mais tensões quando comparado ao parafuso da coroa de 10 mm, sob carregamento oblíquo e, 10,47 vezes mais quando comparado com o parafuso da coroa de 10 mm, sob carregamento axial. De fato, o parafuso é considerado uma estrutura mais frágil na biomecânica das próteses implantossuportadas principalmente em implantes de hexágono externo (Binon et al. 2000), entretanto estudos que utilizam implantes com conexão interna relatam a vantagem na utilização destes implantes, uma vez que há redução nos índices de afrouxamento de parafusos em próteses implantossuportadas (4,5%) (Krennmair et al. 2010). A forte ligação de torque (até 125Ncm) em implantes

com hexágono interno permite alta resistência sem fratura do implante e, sem resultar em perda óssea ou falha da osseointegração (Khayat et al. 2007). Nossos resultados apontaram que em geometria interna existe o aumento da concentração de tensões nas estruturas associadas ao parafuso e, isto pode gerar complicações biomecânicas nestes implantes com comprimento mais curto.

Em uma análise dos carregamentos nossos resultados apontaram que o carregamento oblíquo foi prejudicial para a distribuição de tensões no tecido ósseo e no implante e parafuso ($p < 0,05$) e, estes dados estão de acordo com estudos que apontaram maior concentração de tensões sob o carregamento oblíquo. Some-se a isto o fato de que alguns autores afirmam que as cargas totais na região posterior podem chegar a 500 N, o que poderia aumentar a preocupação com as coroas longas. Assim, considerando que a análise estudada foi linear, e que ao dobrarmos a carga aplicada provavelmente dobraremos as áreas de concentração, cargas oblíquas, em coroas longas, podem representar possibilidades grandes de perdas ou desapertos do parafuso de fixação, perda óssea periimplantar, fracasso na osseointegração e até fratura do implante, uma vez que as tensões obtidas sobre elas, na região de contato com o implante, são maiores e mais amplas, quando se analisa biomecanicamente pelo método dos elementos finitos. (Sotto Maior et al. 2012; Pellizzer et al. 2010a; Pellizzer e tal. 2010b; Tonella et al. 2011a; Tonella et al. 2011b; Tawill et al. 2006).

Para análise do tecido ósseo foi utilizado o critério de tensão máxima principal (tração e compressão) conforme recomendado pela literatura em estudos anteriores para análise de tecidos friáveis como o tecido ósseo peri-

implantar. (Pellizzer et al. 2011a; Pellizzer et al. 2011b; Baggi et al. 2008). O tecido ósseo peri-implantar apresentou um aumento de tensões médias com o aumento da coroa, sendo estatisticamente significante entre coroas de 10mm vs. 12,5mm e coroas 10 mm vs. 15 mm, sendo que estes resultados indicam, porém valores fisiológicos aceitáveis conforme relatado na literatura (Papavasiliou et al. 1997; Baggi et al. 2008), uma vez que a máxima média de tensões de tração estiveram ao redor de 7,12 MPa na região distal da coroa de 12,5mm, sob carregamento oblíquo.

Em uma análise dos carregamentos (axial e oblíquo) nas diferentes regiões analisadas, foi possível observar que o carregamento oblíquo aumentou a concentração de tensões nas diferentes regiões, principalmente, na região distal e vestibular, sendo predominantemente, maior nas coroas mais elevadas e, isto pode estar associado com maior perda óssea nesta região após a reabilitação oral. Assim, Sutpideler et al. 2004 recomendam nestas situações de coroas elevadas a utilização de pilares protéticos que podem beneficiar a distribuição de tensões no tecido peri-implantar.

A taxa de previsibilidade de implantes com coroas elevadas foi analisado na literatura recente e, foi semelhante, apresentando taxas de remodelação óssea consideradas normais nas relações de coroa/implante de 1:1.3, 1:1.4 (Schulte et al. 2007), 1:0.8 a 1:3.0 (Rokni et al. 2005), 1:1 para 1:2 (Tawil et al. 2006), 1:2 e 1:3 (Blanes et al. 2007). Outro estudo clínico de acompanhamento de 100 implante instalados em 70 pacientes durante 5 anos apontaram que a relação coroa/implante não influenciou na performance clínica de implantes instalados na região posterior com coroas unitárias (média da relação coroa/implante de 1,04 variando de 0,59-2,01).

O aumento de coroa pode refletir em maior complicações em próteses implantossuportadas, de fato Urdaneta et al. 2010 apontaram que o aumento da coroa não ampliou o aumento da perda óssea ou de falhas ao redor de implantes, entretanto teve um significativo efeito no afrouxamento de abutments de coroas ($p < 0,0001$), bem como uma significativa correlação de fratura em pilares de 2mm de largura usados em região posterior ($p = 0,03$)

Diante do analisado, recomenda-se um adequado ajuste oclusal e controle das forças mastigatórias diante da necessidade de utilização de implantes curtos com coroas longas e, mais estudo estudos clínicos com períodos longos de acompanhamento devem ser realizados.

6. Conclusão

- A carga oblíqua foi mais prejudicial para o tecido ósseo e, estrutura do parafuso analisada.
- O aumento da altura da coroa ampliou a concentração de tensões significativamente no parafuso.
- O aumento da altura da coroa (12.5 mm e 15 mm) potencializou significativamente a concentração de tensões no tecido ósseo cortical.
- A região distal da cortical óssea apresentou significativamente a máxima concentração de tensões de tração quando comparada com as demais regiões.

Implicações clínicas

Diante do exposto, muito embora a utilização de implantes curtos seja uma tendência atual, a sua colocação para suportar coroas longas deve ser avaliada amplamente, considerando aspectos particulares do paciente, como o arco antagonista, ausência de disfunções, ajustes oclusais minuciosos, dentre outros, para que o prognóstico desta prótese seja o mais favorável possível.

Referências Bibliográficas

- Anusavice, K.J. Hojjatie, B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987; 66: 1493-1998.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008 Dec;100(6):422-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
- Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol*. 2010;36(6):425-33. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00071. Epub 2010 Jun 14.
- Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. 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*. 2007 Dec;18(6):707-14. Epub 2007 Aug 13.
- Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, 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* 18:707, 2007
- 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 Sep;20 Suppl 4:67-72. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01762.x.

- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273-278.
- Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, Pistilli R, Piattelli M, Corvino V, Felice P. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012 Spring;5(1):19-33.
- Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2010 Jul;19(5):381-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00582.x. Epub 2010 Mar 15.
- Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5 Suppl:S91-103.
- Gomez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemin A, Del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont.* 2010 Jan-Feb;23(1):33-7.
- Khayat PG, Milliez SN. Prospective clinical evaluation of 835 multithreaded tapered screw-vent implants: results after two years of functional loading. *J Oral Implantol.* 2007;33(4):225-31.

- Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):357-66.
- Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *Int J Dent*. 2012;2012:351793. doi: 10.1155/2012/351793. Epub 2012 Jul 9.
- Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is Bruxism a Risk Factor for Dental Implants? A Systematic Review of the Literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Nov 13. doi: 10.1111/cid.12015. [Epub ahead of print]
- Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011b Jul;69(7):1934-9. doi: 10.1016/j.joms.2011.01.036. Epub 2011 Apr 29.
- Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011a Dec;69(12):2990-4. doi: 10.1016/j.joms.2011.06.210. Epub 2011 Aug 24.
- Pellizzer E, Verri F, Falci N, Antenucci RM, Santiago J, Nior J, de Carvalho PS, Moraes SL, Noritomi P. Stress analysis in

Platform Switching implants. A three-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2010b Oct 8. [Epub ahead of print]

- Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol.* 2010a;36:419-24.
- Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. *J Oral Implantol.* 2011 Apr 4. [Epub ahead of print]
- Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2012 Oct;38(5):587-94. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00041. Epub 2010 Oct 8.
- Perelli M, Abundo R, Corrente G, Saccone C. Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a prospective single-cohort study. *Eur J Oral Implantol.* 2012 Autumn;5(3):265-72.
- 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 Jan-Feb;20(1):69-76.

- Schneider D, Witt L, Hämmerle CH. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Feb;23(2):169-74. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02230.x. Epub 2011 Jun 21.
- Schulte J, Flores AM, Weed M: Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* 98:1, 2007
- Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 19-27.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan 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 Mar;93(3):227-34.
- Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. 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.* 2012 May-Jun;27(3):e13-8.
- Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard JP, Belser UC. Efficacy and Predictability of Short Dental Implants (< 8 mm): A Critical Appraisal of the Recent Literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec;27(6):1429-37.
- Sütçüoğlu M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant

offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Nov-Dec;19(6):819-25.

- 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 Mar-Apr;21(2):275-82.
- Tawil G, Aboujaoude N, Younan R: Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:275, 2006
- Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferração R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;
- Tonella BP, Pellizzer EP, Ferração R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol*. 2011 Aug;37(4)a:401-10.
- Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43.
- Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil*. 2011 Apr;38(4):286-94. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02170.x. Epub 2010 Oct 25.