

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

GIOVANA SOLHEID GIL

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM PRÓTESES
IMPLANTOSSUPORTADAS LIVRES DE METAL E METALOCERÂMICAS
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

CURITIBA

2017

GIOVANA SOLHEID GIL

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM PRÓTESES
IMPLANTOSSUPORTADAS LIVRES DE METAL E METALOCERÂMICAS
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Monografia apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná como requisito parcial à obtenção do grau de Especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz

CURITIBA

2017

DEDICATÓRIA

Esta pesquisa é dedicada aos meus pais, Maysa Solheid e Lúcio Fábio Gil, pelo amor incondicional, inspiração e apoio constante.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me concedeu a sorte de conviver com pessoas incríveis que contribuíram para que eu chegasse até aqui, e me privilegiou ao ser escolhida para atingir este grau de instrução.

A minha mãe, Maysa Solheid, que é a maior companheira da minha vida. Que fez tudo para que eu fosse feliz e sempre valorizou a minha educação, proporcionando as melhores escolas, cursos e viagens. É um exemplo absoluto de mulher de fibra, determinação, garra e muito poder, que me inspira dia após dia. Eu te amo muito!

Ao meu pai, Lúcio Fábio Gil, que sempre fez das minhas pequenas conquistas, grandes vitórias. Que valoriza e enaltece a capacidade das mulheres, sendo meu maior incentivador não apenas na vida acadêmica, como no meu dia a dia.

A minha madrinha, Moema Carneiro Solheid, sempre ao meu lado, em cada uma das etapas. Uma das minhas maiores amigas, que tenho carinho de mãe e também me inspira muito por sua independência, luta e atitude positiva com a vida.

A minha avó, Maria Izabel Solheid, que vibra muito com cada uma das conquistas de sua única neta mulher. Que me incentiva de todas as maneiras a continuar estudando e progredindo, e é dona dos telefonemas mais tranquilizadores e reconfortantes que eu poderia ter.

À Universidade Federal do Paraná por ter me concedido o grau de cirurgiã-dentista, o título de mestre em Odontologia e agora o de especialista em Prótese Dentária. Gratidão, honra e orgulho por fazer parte desta instituição.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz por toda a gentileza ao longo destes dois anos, transmitindo o seu conhecimento sempre com bom humor e respeito. Por confiar em mim no desenvolvimento desta pesquisa e sempre estar pronto para ajudar, a qualquer momento. Além do lado profissional que admiro desde a graduação, passei a ser sua fã na determinação

com sua saúde e na prática de esportes. Me sinto privilegiada de escrever este trabalho com a sua orientação. Muito obrigada.

Ao coordenador do curso, Prof. Dr. Nerildo Ulbrich, pela oportunidade de fazer parte desta turma e, acima de tudo, por ter se mostrado muito presente nestes 2 anos, sempre respondendo às solicitações da turma com gentileza. Agradeço também por toda a orientação na clínica e pelo prazer de assistir as suas aulas desde a graduação até agora, na especialização.

A Profa. Dra. Juliana Saab Rahal, que acompanha a minha trajetória desde a graduação, que escreveu, com muito carinho e cuidado, uma das minhas cartas de referência para ingresso no mestrado em 2013 e que hoje, continua me dando o privilégio de assistir as suas aulas e de receber toda a sua atenção em clínica, com os meus pacientes. Obrigada por tudo!

Aos demais professores do curso que compuseram um corpo docente, do qual me orgulho de ter sido aluna.

Aos colegas da especialização, pela troca de experiências, pela parceria, pelos materiais emprestados, pelos momentos em que me auxiliaram em clínica e pelo prazer de dividir a turma com pessoas tão queridas e solícitas.

Aos funcionários da Universidade Federal do Paraná, sempre prestativos e muito bem preparados. Principalmente ao Fernando da esterilização e ao Sidney, que cuidava da agenda dos nossos pacientes.

À Jacira, funcionária do laboratório de prótese que trabalhou conosco nestes dois anos. Obrigada pela qualidade do trabalho e por tratar com tanto carinho os pacientes que precisavam de nós.

Ao cirurgião-dentista, especialista em implantodontia, Vitor Aidi Arima, que me ajudou muito nesta pesquisa, compartilhando seus conhecimentos sobre análises de elementos finitos.

Ao cirurgião-dentista, especialista em implantodontia, Ricardo Sommerfeld, que me ajudou a obter os resultados da pesquisa e também me ensinou muito sobre o método utilizado.

RESUMO

As próteses implantossuportadas metalocerâmicas são as mais utilizadas para compensar a fragilidade do material cerâmico. São versáteis e de fácil confecção, porém a presença do metal impede a passagem de luz, podendo trazer problemas estéticos, principalmente na região cervical. Nesse sentido, e acompanhando o comportamento da sociedade na busca por um ideal estético, a indústria passou a desenvolver próteses livres de metal, dotadas de melhores propriedades ópticas. Contudo, é de fundamental importância que a busca pela beleza do material, não negligencie a avaliação de outros fatores como as propriedades físicas e mecânicas. O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a variação de tensão em próteses implantossuportadas livres de metal - sendo uma com coping de zircônica e aplicação de cerâmica, e outra de zircônia total - e próteses metalocerâmicas. Os implantes utilizados foram do tipo cone morse e simulavam a situação de osseointegração em blocos de osso trabecular envolto por osso cortical. A análise foi realizada pelo método dos elementos finitos e as variações de tensão foram distribuídas nas superfícies investigadas, com a ajuda de uma escala de cor, sendo que cada tonalidade representava uma tensão. As maiores tensões ósseas ocorreram nas áreas localizadas ao redor da cervical dos implantes, em osso cortical, independente das direções das forças aplicadas e do tipo de prótese. Sendo que os maiores valores de tensão obtidos estavam localizados na face vestibular, tanto na cortical quanto na região das últimas espiras do implante, nos casos em que forças oblíquas foram aplicadas. De maneira geral, a distribuição de tensão nas próteses metalocerâmicas e livres de metal (zircônia e porcelana) foi semelhante. O tipo de prótese que apontou comportamento diferente na distribuição de tensão foi a de zircônia total, que obteve grande concentração na interface entre a oclusal do munhão e o material da coroa. Este estudo reafirmou a importância do ajuste oclusal, da indicação de implantes cone morse, quando for possível, e da qualidade de próteses que utilizam zircônia em suas estruturas.

Palavras-chave: implante dentário, prótese dentária fixada por implante, cerâmica, metalocerâmica, análise de elemento finito

ABSTRACT

Implant-supported metal-ceramic prostheses are widely used to compensate for the fragility of the ceramic material. Such dentures are versatile and easy to make, but the presence of the metal prevents the passage of light and can cause cosmetic problems, especially in the cervical region. Following the desires of society for an aesthetic ideal, the industry has begun to develop metal-free prostheses with better optical properties. However, this search for more attractive materials should not overshadow the importance of the physical and mechanical properties. The purpose of this study was to evaluate differences in stress among implant-supported prostheses with zirconia coping + porcelain, total zirconia and metal + ceramic material. Morse cone implants were used and osseointegration was simulated in blocks of trabecular bone covered with cortical bone. The analysis was performed using the finite element method and the distribution of stress variations on the surfaces investigated was visualized with the aid of a color scale. The major bone stresses occurred in areas located around the cervical face of the implants in cortical bone, independent of the directions of the forces applied and the type of prosthesis. The greatest stress values were located on the vestibular face both in the cortical bone and the region of the last threads of the implant in cases in which oblique forces were applied. In general, the distribution of stress was similar in metal-ceramic and metal-free prostheses (zirconia and porcelain). The total zirconia prosthesis exhibited different behavior in the distribution of stress, with a great concentration at the interface between the occlusal face of the trunnion and the crown material. The present findings the importance of occlusal adjustments, the indication of Morse cone implants, whenever possible, and the quality of prostheses containing zirconia.

Keywords: dental implant, implant-supported dental prosthesis, ceramic, metal-ceramic, finite element analysis

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	VISUALIZAÇÃO DA MALHA CORRESPONDENTE AO IMPLANTE, ESTRUTURAS PROTÉTICAS, OSSO CORTICAL E TRABECULAR.....	10
FIGURA 2	MALHA TRIDIMENSIONAL TETRAÉDRICA.....	12
FIGURA 3	APLICAÇÃO DA FORÇA AXIAL.....	13
FIGURA 4	APLICAÇÃO DA FORÇA OBLÍQUA.....	13
FIGURA 5	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO DE OSSO CORTICAL, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	17
FIGURA 6	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO DE OSSO CORTICAL, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	17
FIGURA 7	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO DE OSSO TRABECULAR, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	18
FIGURA 8	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO DE OSSO TRABECULAR, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	18
FIGURA 9	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO IMPLANTE, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	19
FIGURA 10	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO IMPLANTE, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	19
FIGURA 11	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MUNHÃO, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	20
FIGURA 12	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MUNHÃO, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.....	20

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS....	11
TABELA 2	VALORES DA TENSÃO EQUIVALENTE DE VON MISES EM MEGAPASCAL (MPa)	16

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	3
2.1	Objetivo geral.....	3
2.2	Objetivos específicos.....	3
3	REVISÃO DE LITERATURA	4
3.1	Uso de implantes dentários na atualidade.....	4
3.2	Sistemas de conexão de implantes dentários.....	5
3.3	Coroas livres de metal e coroas metalocerâmicas.....	6
3.4	Análise pelo método dos elementos finitos.....	7
4	METODOLOGIA	10
5	RESULTADOS	14
6	DISCUSSÃO	21
7	CONCLUSÕES	25
	REFERÊNCIAS	26

1 INTRODUÇÃO

A substituição de elementos dentários perdidos, a partir da reabilitação oral com implantes osseointegrados, vem sendo utilizada de forma crescente na Odontologia. Seus índices de sucesso têm se apresentado elevados e sua aplicabilidade clínica considerada viável (GOODCARE *et al.*, 2003; EKFELODT *et al.*, 1994; HENRY *et al.*, 1996).

Apesar de ser uma das opções de tratamento que mais aproxima o paciente do conforto da dentição natural, ainda sim, não está isenta de certas complicações e/ou falhas. Entre os fatores que podem levar ao insucesso do tratamento estão: contato prematuro com o antagonista, infecção ou inflamação dos tecidos de suporte, forças oclusais excessivas, trauma durante o procedimento cirúrgico, exposição dos implantes no período de cicatrização dos tecidos moles e espaço de união do implante ao componente protético (MARINCOLA *et al.*, 2010).

As interfaces protéticas dos implantes variam, sendo que as mais conhecidas são do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Esta última é a que mais apresenta vantagens, pois possui melhores propriedades biomecânicas, o que garante uma maior previsibilidade estética para o trabalho protético posterior (DING *et al.*, 2009; BINON, 2000; SCARANO *et al.*, 2005).

O complexo formado pelo implante e pela prótese sobre esta estrutura receberá e transmitirá as cargas tensionais para o tecido ósseo de suporte. A intensidade desta transmissão irá variar de acordo com a forma como essa carga incide na prótese sobre o implante e como se dissipa ao longo dele. Em função dessa transmissão facilitada de forças tensionais, torna-se interessante a aplicação de materiais restauradores com maiores níveis de absorção. Materiais que apresentam boa capacidade de absorção destas tensões são as resinas acrílicas e os cerômeros. Contudo, a busca por materiais com maior durabilidade e estética, trouxe consigo, como primeira escolha, a utilização da cerâmica (ÇİFTÇİ e CANAYA, 2001; FALCÓN-ANTENUCCI *et al.*, 2008).

Mesmo com esta busca pela estética, as coroas do tipo metalocerâmicas ainda são as mais utilizadas para compensar a fragilidade do material cerâmico. É um sistema que oferece vantagens por sua versatilidade e baixo custo (KELLY,

2004; WIRZ e JÄGER, 1999). Contudo, sabe-se que a presença de metal numa prótese impede a passagem de luz, o que pode acarretar em problemas estéticos, principalmente na região cervical, onde normalmente está a cinta metálica (SANT'ANNA *et al.*, 2003).

O presente estudo, buscou avaliar a diferença de tensão em próteses implantossuportandas metalocerâmicas e livres de metal, a partir da análise de elementos finitos. Este método consiste em modelar, matematicamente, estruturas complexas, com geometrias irregulares, tanto de tecidos naturais como artificiais. A partir deste sistema é possível aplicar forças em qualquer ponto e direção, obtendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado (LOTTI *et al.*, 2006).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Este estudo buscou avaliar e comparar a distribuição de tensão em próteses implantossuportadas livres de metal e metalocerâmicas, a partir do método de elementos finitos.

2.2 Objetivos específicos

- Avaliar a distribuição das tensões no tecido ósseo de suporte de próteses implantossuportadas, sendo uma metalocerâmica com coping de níquel-cromo, uma livre de metal com coping de zircônia e aplicação de porcelana e outra livre de metal, sendo todo o conjunto de zircônia.
- Avaliar a distribuição das tensões nos implantes cone morse que receberam próteses dos tipos: metalocerâmica com coping de níquel-cromo, livre de metal com coping de zircônia e aplicação de porcelana e livre de metal, sendo todo o conjunto de zircônia.
- Avaliar a distribuição das tensões nos munhões de implantes cone morse que receberam próteses dos tipos: metalocerâmica com coping de níquel-cromo, livre de metal com coping de zircônia e aplicação de porcelana e livre de metal, sendo todo o conjunto de zircônia.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Uso de implantes dentários na atualidade

A substituição de elementos dentários perdidos, a partir da reabilitação oral com implantes dentários osseointegrados, vem sendo utilizada de forma crescente na Odontologia. É uma opção de tratamento que pode ser realizada em maxila e mandíbula, tanto parcialmente quanto totalmente desdentadas. Seus índices de sucesso têm se apresentado elevados e sua aplicabilidade clínica considerada viável (GOODCARE *et al.*, 2003; ECKERT *et al.*, 2000; HENRY, *et al.*, 1996).

Apesar de ser uma das opções de tratamento que mais aproxima o paciente do conforto da dentição natural, ainda sim, não está isenta de certas complicações e/ou falhas. Alguns fatores podem contribuir para um processo de perda óssea progressiva que culminaria no insucesso do tratamento com implantes dentários. Entre alguns fatores comuns estão: contato prematuro com o antagonista, infecção ou inflamação dos tecidos de suporte, forças oclusais excessivas, trauma durante o procedimento cirúrgico, exposição dos implantes no período de cicatrização dos tecidos moles e espaço de união do implante ao componente protético (MARINCOLA, *et al.*, 2010). Mesmo quando controlados estes fatores, ocorre um processo de reabsorção óssea considerado normal e, portanto, aceitável, nos casos em que a reabsorção não ultrapassar 1 mm de altura no primeiro ano em função e mais 0,1 mm para cada ano subsequente (ADELL *et al.*, 1990; FRANSSON *et al.*, 2010).

Para que o tratamento com implantes dentários seja considerado de sucesso, alguns quesitos devem ser respeitados. Entre eles estão: a importância da unidade do implante não apresentar mobilidade quando estiver separada da prótese, o exame radiográfico não apresentar indícios de lesões e perda óssea, ausência de dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular e por fim, que a perda óssea após o primeiro ano em função seja inferior a 0,2 mm (ALBERKTSSON *et al.*, 1986).

3.2 Sistemas de conexão de implantes dentários

Os sistemas de conexão mais utilizados entre implante e prótese sobre implante são: hexágono externo, hexágono interno e cone morse. O modelo mais conhecido é o hexágono externo. Este desenho proposto por Branemark faz a união por meio de um parafuso e um dispositivo anti-rotacional no formato de um hexágono, localizado acima da plataforma do implante. Já o hexágono interno apresenta este dispositivo anti-rotacional na parte interna do implante, o que possibilita uma melhor estabilidade, mesmo com a incidência de forças oblíquas decorrentes da mastigação (BALFOUR e O'BRIEN, 1995). Por sua vez, os implantes do tipo cone morse são os que apresentam mais vantagens. Seu componente intermediário apresenta formato de cone e conecta-se internamente com o implante. Desta forma, minimiza-se a contaminação bacteriana que, sem acesso a esta região do implante, fica impedida de formar nichos. Como consequência, preserva-se o tecido de suporte livre de contaminação e da possibilidade de reabsorção. Por permitir um maior contato entre as paredes do intermediário e do implante, este tipo de conexão oferece melhores propriedades mecânicas, protegendo seus parafusos de fixação protética (BINON, 2000). Melhores propriedades biomecânicas garantem uma maior previsibilidade estética para o trabalho protético a ser realizado.

O complexo formado pelo implante e pela prótese sobre esta estrutura receberá e transmitirá as cargas tensionais para o tecido ósseo de suporte. A intensidade desta transmissão irá variar de acordo com a forma como essa carga incide na prótese sobre o implante e como se dissipa ao longo dele. O processo de osseointegração do implante proporciona um contato direto entre os elementos envolvidos. Isso permite que a tensão aplicada na prótese e no implante seja transferida, em grande parte, para o osso subjacente (ÇİFTÇİ e CANAYA, 2000; FALCÓN-ANTENUCCI *et al.*, 2008). Em função dessa transmissão facilitada de forças tensionais, torna-se interessante a aplicação de materiais restauradores com maiores níveis de absorção. Um material que apresenta boa capacidade de absorção destas tensões é a resina acrílica. Contudo, a busca por materiais com maior durabilidade e estética, trouxe consigo, como primeira escolha, a utilização da cerâmica.

3.3 Coroas livres de metal e coroas metalocerâmicas

O comportamento da sociedade na busca por um ideal estético, também atingiu a odontologia. Nesse sentido, a indústria passou a desenvolver materiais - para substituir as estruturas dentárias perdidas - com propriedades ópticas que permitem o mimetismo com a estrutura do dente. Contudo, é de fundamental importância que esta busca pela beleza do material, não negligencie a avaliação de outros fatores, como as propriedades físicas e mecânicas.

Mesmo com esta busca pela estética, as coroas do tipo metalocerâmicas, que se caracterizam por uma camada de porcelana fundida sobre metal, ainda são as mais utilizadas para compensar a fragilidade do material cerâmico. As ligas metálicas apresentam um coeficiente de expansão térmica pouco superior ao do material cerâmico, o que garante, após o resfriamento do par, um estado de tensões de compressão na porcelana, aumentando assim a resistência desta união (ROLLO e ROSSITTI, 1999).

O sistema metalocerâmico foi desenvolvido na década de 60 e oferece vantagens por sua versatilidade e menor exigência de conhecimento para confecção. O metal atuando junto com a porcelana, influencia na distribuição das tensões entre a interface dos materiais e contribui com a resistência ao desenvolvimento de trincas. Ele também é capaz de impedir a passagem de água para uma possível trinca, eliminando a perspectiva de aumento assistido por água (KELLY, 2004). Outras vantagens do sistema são o baixo custo, a facilidade de confecção e a possibilidade de cimentação convencional (WIRZ e JÄGER, 1999).

Contudo, sabe-se que a presença de metal numa prótese impede a passagem de luz, o que pode acarretar em problemas estéticos, principalmente na região cervical, onde normalmente está a cinta metálica. Além disso, a corrosão destas ligas pode trazer complicações perio-protéticas e, em consequência, retrações gengivais (SANT'ANNA *et al.*, 2003). Neste sentido, os estudos de RUBO e SOUZA (2008) e PAPAVALIOU *et al.* (1996) acrescentam que, em consequência da ação de forças oblíquas do sistema mastigatório, os maiores valores de tensão transmitidos aos tecidos de suporte se localizam na porção vestibular do osso cortical. A perda óssea, e consequente recessão

gengival nesta região, se torna um complicador para a estética do futuro trabalho protético. Em função disso, o uso das próteses metalocerâmicas passa a ser menos conveniente, principalmente em regiões anteriores; e a opção por sistemas totalmente cerâmicos, que podem evitar reações gengivais ao tecido de suporte em contato com o metal, se torna mais vantajosa (CRISTENSEN, 2007). Para que este sistema estético funcione adequadamente, mesmo com a eliminação da subestrutura metálica, há necessidade do uso de cerâmicas com maior tenacidade à fratura, alta dureza e maior resistência ao desgaste. Materiais que são comumente utilizados para garantir estas propriedades são as cerâmicas a base de alumina e zircônia (NEIVA *et al.*, 1998),

Dentro das possibilidades de reabilitação com sistemas livres de metal, o que utiliza zircônia tem demonstrado ser o mais resistente (BLATZ, 2004; GLAUSER *et al.*, 2004). As cerâmicas de óxido de zircônio apresentam uma propriedade física denominada dureza transformacional. Se trata de uma forma de resistência ativa ao crescimento de fendas, o que é fundamental em casos de fadiga, consequentes das forças da mastigação (McLAREN, 1998; GIORDANO, 2000; SUTTOR, 2004). A zircônia adquire alta resistência ao ser submetida ao processo de sinterização, que provoca seu aquecimento em elevada temperatura e modifica suas partículas, criando uma peça protética sólida. As próteses que utilizam este material cerâmico apresentam propriedades físicas, estéticas e mecânicas interessantes, configurando assim, uma alternativa para as restaurações metalocerâmicas (BLATZ, 2004). As próteses de zircônia pura, com o conjunto inteiro feito do material, também vêm sendo utilizadas. São indicadas para pacientes com alguma parafunção, como o bruxismo, por serem mais resistentes ao desgaste, e também nas situações em que o espaço interoclusal é reduzido, pois mesmo em pequenas espessuras, oferecem resistência (KONTOS *et al.*, 2013).

3.4 Análise pelo método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos permite, matematicamente, a modelagem de estruturas complexas, com geometrias irregulares, tanto de tecidos naturais como artificiais. A partir deste sistema é possível aplicar forças em qualquer

ponto e direção, obtendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado (LOTTI *et al.*, 2006). A análise de tensão se dá pelo critério de Von Mises, que garante a identificação de valores máximos de estresse a partir de uma força aplicada. O fato de trabalhar com valores de máxima tensão é interessante para estudos que avaliam a interface entre implante e osso, já que esta verificação pode indicar riscos locais de fracasso e possibilidade de reabsorção óssea (BAGGI *et al.*, 2008).

Este método permite avaliar a interação entre o tecido ósseo e a superfície de um implante dentário, permitindo inclusive a quantificação dos níveis de tensão que ocorrem nestes elementos em consequência da dissipação de carga exercida na prótese (RUBO e SOUZA, 2001). A técnica oferece vantagens pois possibilita a redução do número de ensaios mecânicos e elimina a utilização de modelos animais ou tecidos humanos para a realização de experimentos *in vitro* ou *in vivo*. Além disso, permite a avaliação do implante a partir da simulação de situações parecidas com as de sua real utilização (GOEL *et al.*, 2006).

A aplicação do método é complexa, pois diversos fatores estão envolvidos e podem interferir no processo, como por exemplo, a geometria do osso e do implante, as propriedades físicas dos materiais que serão utilizados – módulo de Young (elasticidade) e coeficiente de Poisson – as condições de fixação e a identificação das cargas da mastigação. (CUNHA *et al.*, 2008). Outro fator importante é o momento de criação do modelo que será utilizado. Ele deve incluir a máxima condição de detalhes da estrutura real que será simulada (RUBO e SOUZA *et al.*, 2001). Desta maneira, uma interação numérica computadorizada é capaz de definir tensões, fadiga e deslocamento, por meio deste padrão de alta fidelidade, que apresenta dimensões quase que idênticas às reais.

Apesar de todas as possibilidades que o sistema oferece, podemos considerar uma desvantagem a necessidade de alimentá-lo com informações supostas pelo pesquisador, como as características intrínsecas dos materiais e as condições de fixação (GENG *et al.*, 2001). O implante é composto por titânio, o que é interessante para estas análises, uma vez que este material apresenta pouca variação, assim como demais ligas metálicas. Contudo, a qualidade do osso e suas propriedades podem variar de acordo com a região da cavidade bucal e a idade do paciente. Neste caso, os dados utilizados são selecionados a

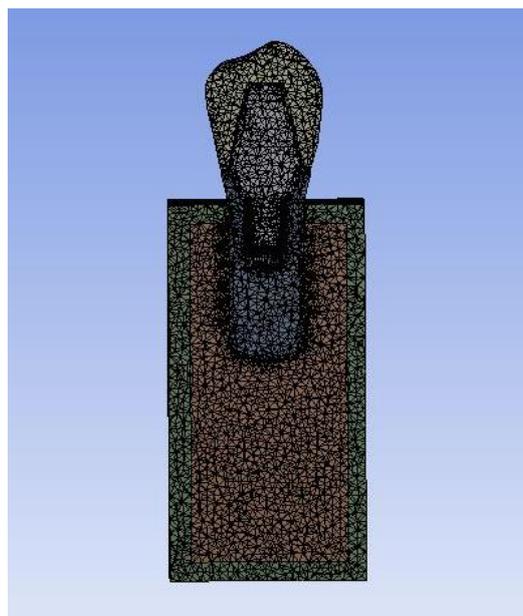
partir de achados na literatura. De maneira geral, os materiais adotados são, de antemão, tidos como homogêneos e isotrópicos, ou seja, suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural (LOTTI *et al.*, 2006).

As análises pelo método dos elementos finitos vêm sendo, portanto, realizadas não apenas na engenharia, como também em áreas da saúde. São os casos da ortopedia, que trabalha com a solução de problemas mecânicos em ossos, e da implantodontia, que atua na inserção de implantes que substituem as raízes dos dentes (STEGARIOU *et al.*, 2006; GENG *et al.*, 2008; CUNHA *et al.*, 2008). Este método permite o desenho de novos materiais e projetos a partir da realização de testes que simulam situações clínicas reais. O pesquisador se torna apto a compreender os resultados e considerá-los nas situações clínicas reais, quando compreende a teoria básica do método, sua aplicação e limitações nos casos de análises em implantes dentários (GENG *et al.*, 2001).

4 METODOLOGIA

Foi realizado um estudo experimental a partir de três modelos tridimensionais criados no programa Solid Works (PRO/E Wildfire, PArametric technology Corporation, EUA). O software utilizado pertence ao curso de Engenharia Civil da UFPR – Programa de Pós-graduação em Métodos Numéricos (PPGMNE). Os modelos criados simularam blocos ósseos com implantes osseointegrados e suas respectivas próteses. O segmento do bloco utilizado foi de 20 mm de altura, 10 mm de comprimento mesiodistal e 10 mm de largura bucolingual. Sua composição simulou o osso trabecular na região central, com uma camada de 1 mm de osso cortical. Foram utilizados três implantes idênticos, de conexão tipo cone morse, com 8 mm de altura, 4,8 mm de diâmetro e plataforma também de 4,8 mm. As próteses utilizadas foram planejadas sobre munhões de 5,5 mm de altura; 4,8 mm de diâmetro e 2 mm de transmucoso, sendo uma delas livre de metal com coping de zircônica e aplicação de cerâmica, outra livre de metal, mas com o conjunto inteiro de zircônica e uma terceira do tipo metalocerâmica com coping de níquel-cromo. A espessura de cerâmica aplicada foi de 2 mm (FIGURA 1).

FIGURA 1 – VISUALIZAÇÃO DA MALHA CORRESPONDENTE AO IMPLANTE, ESTRUTURAS PROTÉTICAS, OSSO CORTICAL E TRABECULAR



FONTE: O autor (2017)

Como eleição para o estudo, foi realizada a representação de um pré-molar inferior, também modelado no programa Solid Works, com suas dimensões anatômicas baseadas em literatura específica (MADEIRA, 2005). Os modelos tridimensionais foram exportados para o programa Ansys Workbench (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EUA), no qual foram realizadas as simulações pelo método dos elementos finitos. Os elementos do modelo foram considerados colados, permitindo assim a confecção de malhas de elementos finitos de cada componente, com suas propriedades físicas e mecânicas - Modulo de Young (elasticidade) e coeficiente de Poisson (TABELA 1). Vale lembrar que, quanto maior o número de elementos finitos, mais refinado e preciso se torna o modelo. Além disso, cada extremidade apresenta pontos ou nós que, conectados entre si, formam uma malha tridimensional. Através desta, as informações são passadas entre os elementos. Os implantes foram considerados perfeitamente osseointegrados, garantindo que estariam completamente aderidos ao osso e, portanto, com restrições de movimento em todos os eixos. A malha reproduzida foi do tipo tridimensional tetraédrica, com 200.024 elementos e 337.620 nós (FIGURA 2).

TABELA 1 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADO

Material	Módulo de Elasticidade (E) em Gigapascal (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Titânio	110,00	0,35	Stegariou et al., 1998
Osso cortical	13,7	0,30	Sertgoz et al., 1997
Osso trabecular	1,37	0,30	Sertgoz et al., 1997
Porcelana	82,8	0,35	Papavasiliou et al., 1996
Zircônia	200,00	0,35	Guzzatto et al., 2004
Níquel cromo	206,00	0,33	Anusavice & Hojjatie, 1987

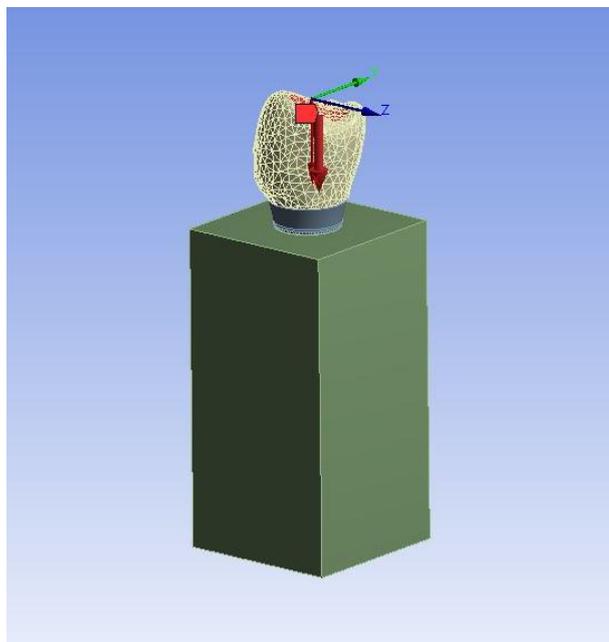
FIGURA 2 – MALHA TRIDIMENSIONAL TETRAÉDRICA



FONTE: O autor (2017).

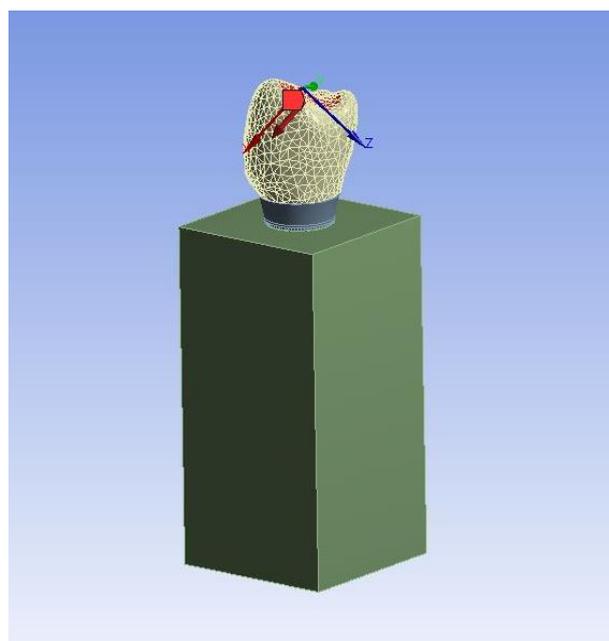
Para cada modelo duas cargas - uma axial e outra oblíqua - foram aplicadas em simulações independentes. Desta forma, foram obtidos 6 modelos distintos. A carga axial única foi de 100 Newton (N) e aplicada no centro das próteses sobre implante (FIGURA 3). A carga oblíqua, também de 100 N, foi aplicada na superfície oclusal, porém em uma angulação de 45° no sentido línguo-vestibular, na direção da vertente triturante da cúspide vestibular. (FIGURA 4). Os valores de tensões estão reproduzidos em imagens gráficas, e foram baseados nas tensões equivalente de Von Mises. A análise quantitativa foi representada por meio de um gradiente de cores que fornece o máximo e o mínimo da intensidade da tensão da região.

FIGURA 3 – APLICAÇÃO DA FORÇA AXIAL



FONTE: O autor (2017).

FIGURA 4 – APLICAÇÃO DA FORÇA OBLÍQUA



FONTE: O autor (2017)

5 RESULTADOS

A análise dos resultados foi feita a partir de uma escala de cores, sendo que cada uma das tonalidades correspondia a um valor de tensão gerado nas estruturas investigadas. A avaliação foi realizada pela tensão equivalente de Von Mises, que representa a média das tensões geradas em todas as direções. Foram realizadas comparações quantitativas e qualitativas entre os modelos, permitindo a verificação das tensões no osso cortical, no osso trabecular, no implante e no munhão.

Nos 3 modelos criados, as maiores concentrações de tensões em osso cortical ocorreram nas áreas localizadas ao redor da cervical dos implantes, independente das direções das forças aplicadas. Sendo que os maiores valores de tensão obtidos estavam localizados na face vestibular e na região cortical dos modelos, nos casos em que forças oblíquas foram aplicadas (FIGURAS 5 e 6).

Na análise do osso trabecular dos modelos, as maiores concentrações de tensões estavam concentradas na região apical dos implantes, tanto nos casos em que foram aplicadas forças axiais, quanto nos casos das forças oblíquas. Pôde-se observar também, que os maiores valores de tensão se localizaram na face vestibular e na região apical dos modelos que receberam forças oblíquas (FIGURA 7 e 8).

Ao analisar a consequência da incidência da força axial nos modelos, percebeu-se uma distribuição homogênea de tensão no corpo dos implantes (FIGURA 9). Quando o trabalho executado foi o da força oblíqua, observou-se uma maior concentração de tensão na região do colo dos implantes e no interior de suas plataformas (FIGURA 10).

Com relação à distribuição de tensão nos munhões utilizados nos modelos – quando a força axial foi aplicada - pode-se destacar uma elevada concentração na porção oclusal do munhão da coroa total de zircônia. Nos outros dois modelos, quando esta mesma força foi utilizada, a tensão esteve mais concentrada na região da cinta do componente e nas últimas espiras de seu parafuso (FIGURA 11). Quando a força oblíqua incidiu nos modelos, a tensão esteve localizada na região de cinta dos munhões, e muito pouco sobre a porção oclusal dos componentes (FIGURA 12).

Observando de maneira geral as tensões provocadas nos diferentes tipos de ossos, nos implantes e nos munhões - a partir da aplicação das forças oblíquas e axiais - percebeu-se que a aplicação da força angulada provocou tensões significativamente maiores do que as obtidas quando dá incidência da força vertical. Verificou-se também, que os valores de estresse no osso cortical foram consideravelmente superiores aos encontrados em osso trabecular (TABELA 2).

As forças máximas de tensão obtidas estavam localizadas em regiões muito pequenas e pontuais, não sendo representativas do estresse predominante. Estes pontos de estresse máximo ocorreram, principalmente, no início das espiras dos implantes no osso cortical, principalmente na região vestibular dos modelos (FIGURA 6), e na região do ápice dos implantes, também na porção vestibular (FIGURA 8). Estas situações foram evidenciadas quando uma força oblíqua estava atuando nos modelos.

O maior valor de tensão obtido foi de 294,29 Megapascal (MPa) na porção oclusal do munhão das próteses de zircônia pura, quando uma força oblíqua foi aplicada. E a menor tensão verificada foi de 0,018 MPa na região de osso trabecular das próteses metalocerâmicas e livres de metal com coping de zircônia e aplicação de porcelana, também nos casos das forças oblíquas (TABELA 2).

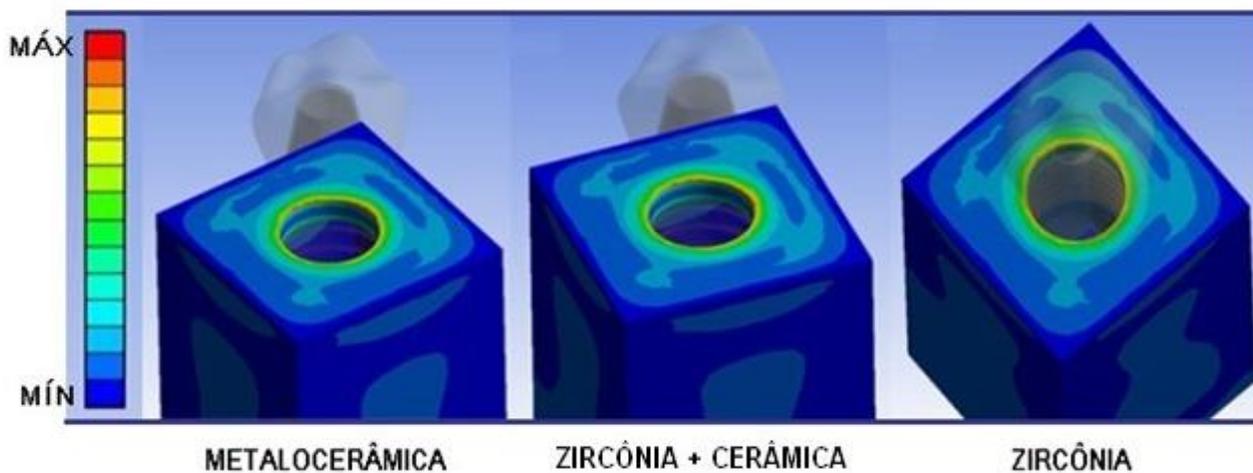
A distribuição de tensão ocorreu de forma semelhante nas próteses metalocerâmicas e livres de metal com coping de zircônia e porcelana de revestimento. As próteses de zircônia total apresentaram menores valores de tensão do que as demais, nos casos de forças axiais; e maiores valores do que os outros tipos, nos casos de forças oblíquas.

TABELA 2- VALORES DE TENSÃO EQUIVALENTE DE VON MISES EM MEGAPASCAL (MPa) PARA CADA UMA DAS ÁREAS ANALISADAS.

ÁREA DE TENSÃO	FORÇA AXIAL (MPa)		FORÇA OBLÍQUA (MPa)	
	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
Implante com prótese metalocerâmica (níquel-cromo e porcelana)	33,83	0,49	223,88	0,48
Implante com prótese livre de metal (zircônia e porcelana)	33,82	0,49	223,91	0,48
Implante com prótese livre de metal (conjunto de zircônia)	32,34	0,48	215,57	0,48
Munhão com prótese metalocerâmica (níquel-cromo e porcelana)	73,312	0,59	231,69	0,06
Munhão com prótese livre de metal (zircônia + porcelana)	73,29	0,06	231,72	0,06
Munhão com prótese livre de metal (conjunto de zircônia)	64,36	0,04	294,29	0,56
Osso cortical com prótese metalocerâmica (níquel-cromo e porcelana)	31,86	0,02	100,21	0,15
Osso cortical com prótese livre de metal (zircônia + porcelana)	31,86	0,02	100,21	0,15
Osso cortical com prótese livre de metal (conjunto de zircônia)	31,82	0,20	105,16	0,15
Osso trabecular com prótese metalocerâmica (níquel-cromo e porcelana)	2,32	0,02	4,34	0,01
Osso trabecular com prótese livre de metal (conjunto de zircônia)	2,32	0,02	4,34	0,01
Osso trabecular com prótese livre de metal (conjunto de zircônia)	2,31	0,02	4,50	0,02

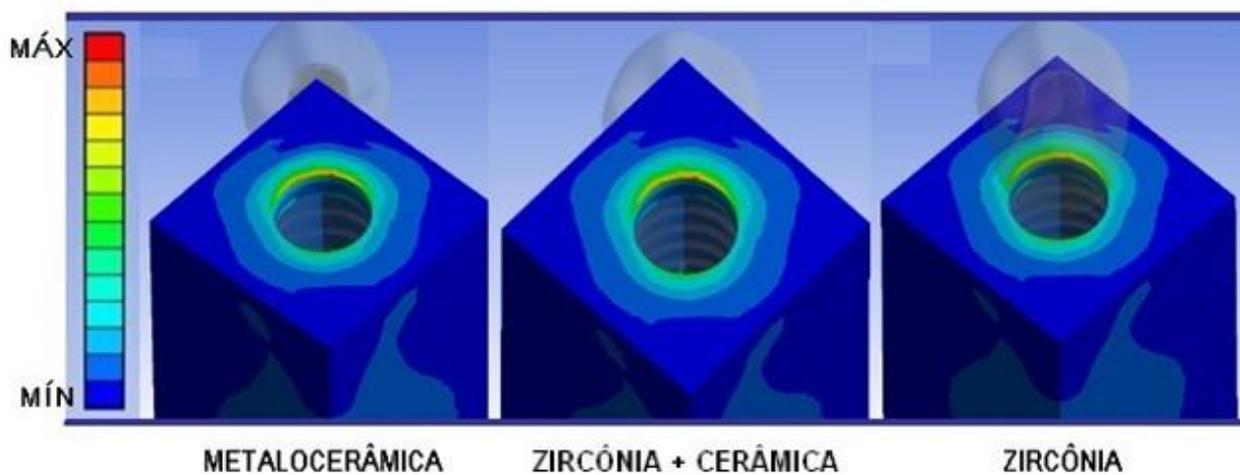
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 5 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO CORTICAL, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



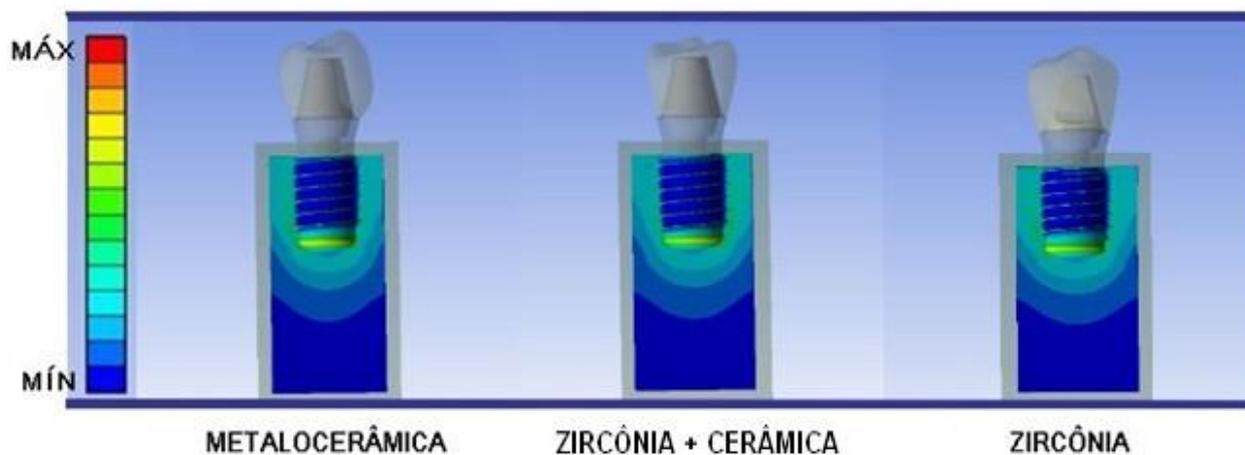
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 6 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA REGIÃO CORTICAL, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



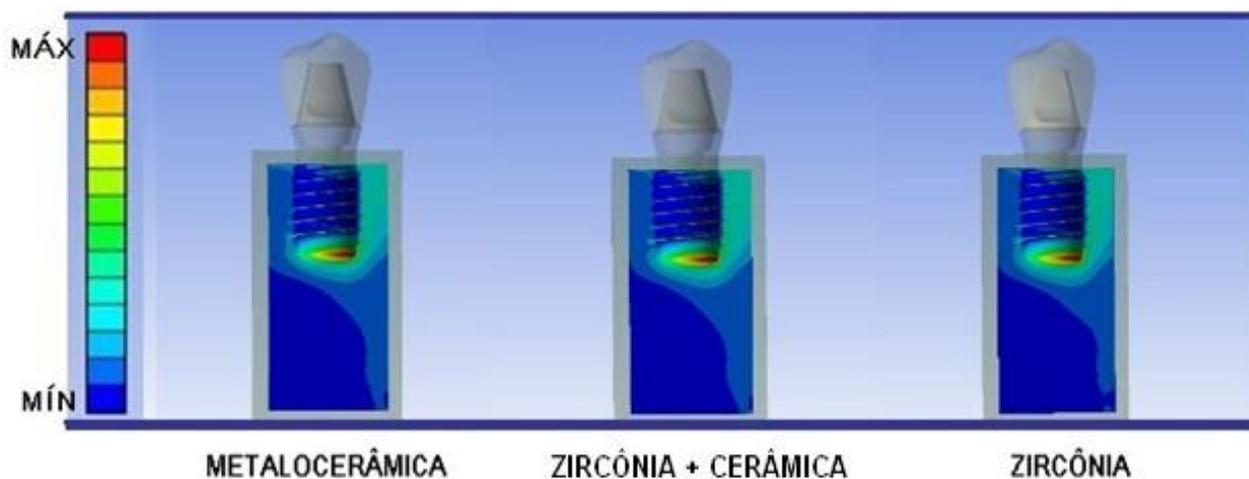
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 7 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO OSSO TRABECULAR, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



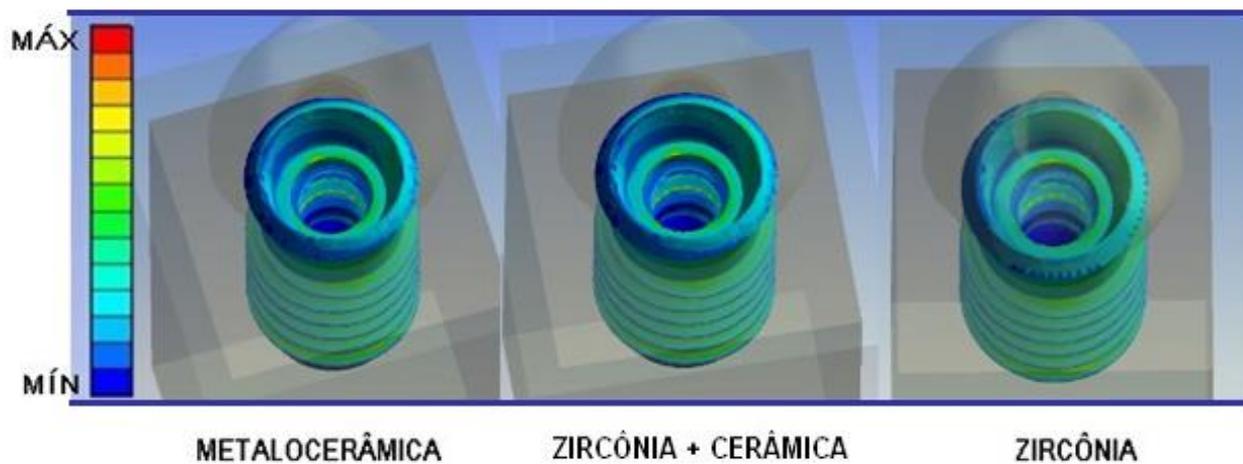
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 8 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO OSSO TRABECULAR, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



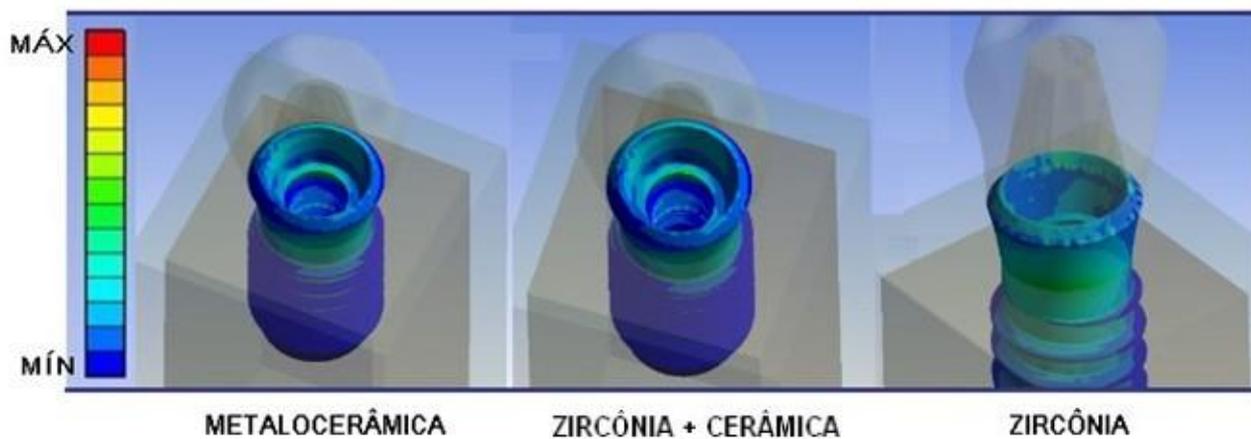
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 9 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO IMPLANTE, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



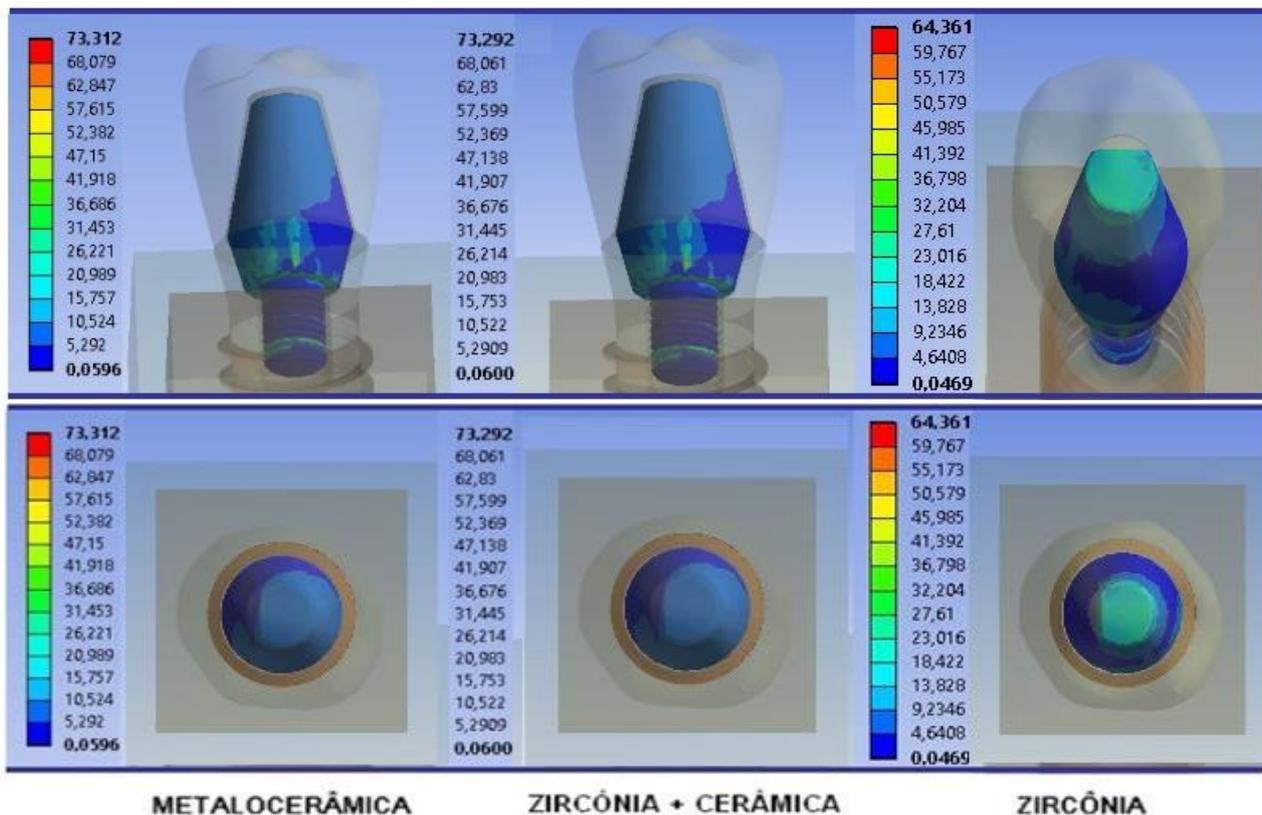
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 10 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO IMPLANTE, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



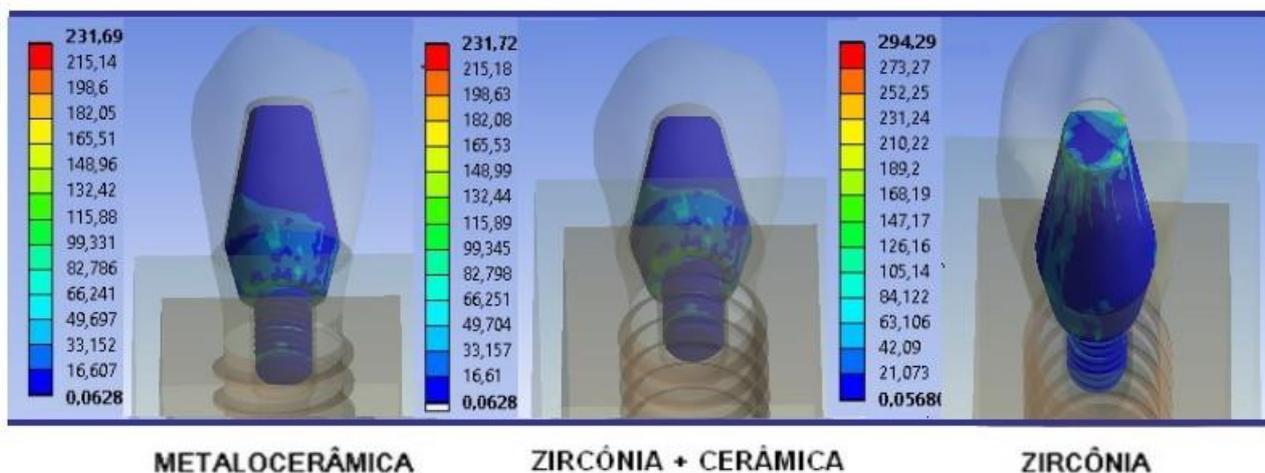
FONTE: O autor (2017)

FIGURA 11 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MUNHÃO, QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



FONTE: O autor (2017)

FIGURA 12 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MUNHÃO, QUANDO APLICADA FORÇA OBLÍQUA NOS 3 TIPOS DE PRÓTESE.



FONTE: O autor (2017)

6 DISCUSSÃO

O trabalho multidisciplinar, entre as áreas da saúde e da engenharia, vem aparecendo de forma crescente na literatura, e é justamente nesta interface, que o método dos elementos finitos tem o seu espaço. Ele permite a modelagem de estruturas complexas, com geometrias irregulares, tanto de tecidos naturais como artificiais, possibilitando a aplicação de forças em qualquer ponto e direção, obtendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado (LOTTI *et al.*, 2006). Este método permite avaliar a interação entre o tecido ósseo e a superfície de um implante dentário, permitindo inclusive a quantificação dos níveis de tensão que ocorrem nestes elementos em consequência da dissipação de carga exercida na prótese (RUBO e SOUZA, 2001). A aplicação do método é complexa, pois diversos fatores estão envolvidos e podem interferir no processo, como por exemplo, a geometria do osso e do implante, as propriedades físicas dos materiais que serão utilizados, as condições de fixação e a identificação dos esforços da mastigação. (CUNHA *et al.*, 2008). Considera-se uma desvantagem a necessidade de alimentar o sistema com informações supostas pelo pesquisador (características intrínsecas dos materiais e condições de fixação) e a variabilidade inerente aos processos biomecânicos (GENG *et al.*, 2001). Para realização das análises, todos os materiais utilizados na pesquisa foram considerados homogêneos e isotrópicos, ou seja, todas as propriedades mecânicas foram consideradas as mesmas, em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural (LOTTI *et al.*, 2006).

A análise de tensões equivalentes de Von Mises, utilizada nesta pesquisa, garante a identificação de um valor de tensão a partir de uma força aplicada. O fato de trabalhar com valores de máxima tensão é interessante para estudos que avaliam a interface implante e osso, já que esta verificação pode indicar riscos locais de fracasso e possibilidade de reabsorção óssea (BAGGI *et al.*, 2008).

Falhas mecânicas em reabilitações com implantes dentários podem ocorrer em consequência de diversos fatores, como sobrecarga em implantes, incidência de forças não axiais, contato prematuro com o antagonista, infecção

ou inflamação dos tecidos de suporte, trauma durante o procedimento cirúrgico, exposição dos implantes no período de cicatrização dos tecidos moles e tipo de implante empregado (MARINCOLA *et al.*, 2010). A confecção dos modelos de estudo com implantes do tipo cone morse, se deu porque a sua plataforma protética é a que mais apresenta vantagens. Ao permitir que o componente intermediário se conecte internamente com o implante, minimiza a contaminação bacteriana, preservando o tecido de suporte. Sendo assim, oferece melhores propriedades mecânicas, protegendo seus parafusos de fixação protética (BINON, 2000).

As cargas simuladas no estudo foram de 100 N, tanto as axiais, quanto as oblíquas. A opção por se trabalhar com esta combinação de forças, teve a finalidade de aproximar a simulação da realidade dos movimentos mastigatórios, tanto de abertura e fechamento, quanto os latero-protrusivos. Observa-se que a magnitude das cargas mastigatórias em pacientes com implantes, varia na literatura de acordo com a localização do implante (SAHIN *et al.*, 2002; MORNEBURG & PROSHEL, 2002).

Ao analisar a variação de tensão entre as porções de osso cortical e osso trabecular, identificou-se maiores valores de concentração de tensões no osso cortical, principalmente na região ao redor da cervical dos implantes, independente da direção da força aplicada. Os maiores valores de tensão foram obtidos na porção vestibular, nos casos em que forças oblíquas foram aplicadas. Estes resultados - que se coadunam com os encontrados nos estudos de RUBO E SOUZA (2008) e PAPAVALIOU *et al.* (1996) – são consequência da própria característica do osso cortical, que apresenta um módulo de elasticidade maior do que o do osso trabecular e, portanto, possui maior tendência de concentração de tensão. Além disso, reafirma um princípio de engenharia que demonstra que dois materiais, se estão em contato, receberá maior tensão o que tiver o primeiro contato com o estímulo externo (CHUNG *et al.*, 2006).

Observou-se que, quando aplicada uma força oblíqua, a maior concentração de tensão no implante esteve localizada na região de colo e no interior de sua plataforma. Esta constatação coincide com os resultados encontrados nos estudos de GOODACRE (2003) e EKVELDT *et al.* (1994), que reforçaram que a área de transição entre implante e coroa, é mais suscetível às

forças aplicadas ao conjunto. Esta localização de tensões encontrada em estudos clínicos, demonstra que o afrouxamento e a fratura do parafuso são as complicações mecânicas mais frequentes em próteses implantossuportadas.

No presente estudo, de maneira geral, alterar o material da infra-estrutura e o de revestimento oclusal, não afetou a distribuição de tensões no tecido ósseo. E este resultado está de acordo com outros estudos (GOMES *et al.*, 2011; SERTGOZ, 1997; SEVIMAY *et al.*, 2005; PAPAVALIIOU *et al.*, 1996; STEGARIOU *et al.*, 1998).

O estudo realizado por GOMES *et al.* (2011) demonstrou que as próteses com material oclusal de porcelana, absorveram menos estresse do que as próteses com aplicação de resina composta. Como consequência, houve menor transmissão de tensão para o parafuso de retenção, o que também foi observado no estudo de ESKITASCIOGLU *et al.* (1996). Isso ocorre com a justificativa de que a porcelana apresenta maior módulo de elasticidade e, portanto, possui maior tendência de concentração de tensão, oferecendo assim um menor risco de afrouxamento do parafuso de retenção. O fabricante do sistema de conexão hexagonal, que utiliza estes parafusos, admite que esta é a parte mais frágil do conjunto e que um excesso de carga ou contatos oclusais impróprios, podem fazê-lo falhar. Mas, em contrapartida, este fator impede que ocorra um estresse excessivo no osso ao redor do implante (SERTGOZ *et al.*, 1997). Análise semelhante, comparando módulos de elasticidade de estruturas, foi utilizada na comparação entre variação de tensão em osso cortical e trabecular.

Traçando um paralelo com os resultados acima, o presente estudo comparou próteses com revestimento de porcelana e de zircônia. Dentre estes materiais, o segundo apresenta maior módulo de elasticidade e por isso, uma capacidade menor de dissipação de tensões. Esta situação pode ser constatada, ao observar que o maior valor de concentração de tensão encontrado no estudo, esteve localizado na interface entre a porção oclusal do munhão e a estrutura de zircônia total. GLAUSER *et al.* (2004) consideram que os componentes de zircônia oferecem estabilidade suficiente para próteses unitárias sobre implantes, tanto para regiões anteriores, como para pré-molares. O uso da zircônia como estrutura de próteses sobre implantes também obteve resultados interessantes no estudo de GOMES *et al.* (2011), ao perceberem que ela

novamente diminuiu a transmissão de tensão para o parafuso de retenção. Outros registros na literatura mostram que os sistemas livres de metal que utilizam zircônia têm demonstrado ser os mais resistentes (BLATZ, 2004). As cerâmicas de óxido de zircônio apresentam uma propriedade física denominada dureza transformacional. Se trata de uma forma de resistência ativa ao crescimento de fendas, o que é fundamental em casos de fadiga, consequentes das forças da mastigação (McLAREN, 1998; GIORDANO, 2000; SUTTOR, 2004). A zircônia adquire alta resistência ao ser submetida ao processo de sinterização, que provoca seu aquecimento em elevada temperatura e modifica suas partículas, criando uma peça protética sólida. As próteses que utilizam este material apresentam propriedades físicas, estéticas e mecânicas interessantes, configurando assim, uma alternativa para as restaurações metalocerâmicas (BLATZ, 2004). As próteses de zircônia pura, com o conjunto inteiro feito do material, também vêm sendo utilizadas. São indicadas para pacientes com parafunção, como o bruxismo, e também para situações em que o espaço interoclusal é reduzido (KONTOS *et al.*, 2013).

7 CONCLUSÕES

- O osso cortical é o que recebe maior concentração de tensão, quando comparado ao osso trabecular, independente da direção da força aplicada e das propriedades da prótese sobre o implante;

- O material utilizado para revestimento oclusal de próteses sobre implante, não influencia a tensão que chega ao tecido de suporte;

- A carga oblíqua oferece uma concentração mais localizada de tensão nos implantes (região do colo e interior da plataforma) do que a carga axial, que promove uma distribuição mais homogênea de tensão;

- A zircônia se destacou como protetora da região correspondente ao parafuso de retenção de implantes hexágono externo - ocorreu uma elevada concentração de tensão na superfície oclusal do munhão da coroa de zircônia total, quando se aplicou uma força axial;

- O uso de implantes cone morse, associado às próteses cujo material de revestimento é a zircônia, tornam-se opções interessantes para casos de coroas unitárias implantossuportadas;

REFERÊNCIAS

- ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.5, n.4, p. 347-359, 1990.
- ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.; WORTHINGTON, P.; ERIKSSON, A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.1, n. 1, p. 11-25, 1986.
- ANUSAVICE, K.J.; HOJJATIE, B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. **J Dent Res**. v.66, p. 1493-1498, 1987.
- 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**. v. 100, p. 422-431, 2008.
- BALFOUR, A.; O'BRIEN, G.R. Comparative study of antirational single tooth abutments. **J Prosthet Dent**. v. 73, n.1, p. 36-46, 1995.
- BINON, P.P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.
- BLATZ. Cementation of zirconium-oxide ceramic restorations. **Pract Proced Aestet**. v. 16, n.1, p. 14, 2004.
- ÇFTÇİ e CANAYA. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. **Int J Prosthodont**. v.14, n.5, p. 406-411, 2001.
- CHUNG, H.; SHIN, H.; HAN, C.; LEE, S. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.21, p. 195-202, 2006.
- CRISTENSEN, G.J. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? **J Am Dent Assoc**, v.138, n. 5, p. 662-665, 2007.
- CUNHA, L.; PELLIZZER, E.; VERRI, F.; PEREIRA, J. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. **Implant Dent**. v. 17, n. 3, p. 278-287, 2008.
- DING, X.; ZHU, X.; LIAO, S.; ZHANG, X; CHEN, H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameter: a three-dimensional finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 18, n. 5, p. 393-402, 2009.
- EKFELDT, A.; CARLSSON, G. E.; BORJESSON, G. Clinical evaluation of single tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 9, p.179-183, 1994.
- ESKITASCIOGLU *et al.* Investigation of the effect of different esthetic materials in implant-crown design. Turkish **J Oral Implants** v. 4, p. 13-19, 1996.

FALCÓN-ANTENUCCI *et al.* Evaluation of stress distribution on the implant/crown interface. **Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-fac**, v.8, n.3, p. 49 - 56, 2008.

FRASSON, C.; TOMASI, C.; PIKNER, S.; GRONDAHL, K.; WENNSTROM, J.; LEYLAND, A.; BERLUNDH, T. Severity and pattern of peri-implantitis associated bone loss. **J Clin Periodontol**. v.37 , n. 5, p. 442-448, 2010.

GENG, J.; TAN, K. B. C.; LIU, G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J Prosthet Dent**. v.85, n. 6, p. 585-598, 2001.

GIORDANO, A comparison of all-ceramic restorative systems: part 2. **Gen Dent**. V. 48, n.1, p. 38-45, 2000.

GLAUSER, R.; SAILER, I.; WOHLWEND, A.; STUDER, S.; SCHIBILI, M.; SCHARER, P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. **Int J Prosthodont**. v.17 p. 285-290, 2004.

GOEL *et al.* Tests protocols for evaluation of spiral implants. **J Bone Joint Surg Am**. V. 88, n.2, p. 104-109, 2006.

GOMES, E.; VALENTIM, A.; PASSOS, E.; ALMEIDA, E.; GONÇALVES, W. Effect of Metal-Ceramic or All-Ceramic Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 26, n. 6, p. 1202-1209, 2011.

GOODACRE CJ. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent**. v. 90, p.121-132, 2003.

GUAZZATO *et al.* Strength, fracture toughness and microstructure of selection of all-ceramic materials. Part II: zirconia-based dental ceramics. **Dent Mater**, v.20. n.5, p.449-456, 2004.

HENRY, P.; LANEY, W.; JEMT, T.; HARRIS, D.; KROGH, P.; POLIZZI, G.; ZARB, G.; HERMANN, I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 11, n. 4, p.450-455, 1996.

KELLY J. R. Dental ceramics: current thinking and trends. **Dent Clin North Am**. V. 48, n. 2, p. 513-530, 2004.

KONTOS, L.; SCHILLE, C.; SCHWEIZER, E.; GEIS-GERSTORFER, J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. **Acta Odontol Scand**. v. 73, n. 3, p.482, 2013.

LOTTI, R.; MACHADO, A.; MAZZIEIRO, E.; JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. v.11, n.2, p. 35-43, 2006.

MADEIRA, M. C. Anatomia do dente. 6ª edição. Editora Sarvier, 2005.

MARINCOLA, M.; COELHO, P.; MORGAN, V.; CICONETTI, A. The importance of crestal bone preservation in the use of short implants. **J Adv Dental Research** v.1, n.1, p. 15-18, 2010.

McLAREN. all-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. **Compend Contin Educ Dent**. v. 19, n.3, p.307-3012, 1998.

MORNEBURG, T.R.; PROSCHEL, P.A. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. **Int J Prosthodont**. v. 15, p. 20-27, 2002.

NEIVA, G.; YAMAN, P.; DENNISON, J.; RAZZOOG, M.; LANG, B. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J Esthet Dent**. v.10, p. 60-66, 1998.

PAPAVASILIOU, G.; KAMPOSITORA, P.; BAYNE, S. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. **J Prosthet Dent**. v. 76, p. 633-640,1996.

ROLLO, J. M. D. A.; ROSSITTI, S. M. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. **Rev Odontol Univ São Paulo**. v. 13, n. 1, 1999.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Finite elemento analysis os stress bone adjacente to dental implants. **J Oral Implantol**. v. 34, n. 5, p. 248-255, 2008.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev FOB**, v.9 n. 3, p. 97-103, 2001.

SANT' ANNA, B. B. S. *et al*. Estética em prótese fixa: coroa metal-free In-Ceram. 3ª Semana de Ensino, Pesquisa e Extensão, jun. 2003. Centro de Ciências da Saúde: Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: <http://www.sepex.ufsc.br/anais_3/trabalhos/>. Acesso em: 4 de abril de 2017.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. **J Dent**. v.30, n. 7, p.271-282, 2002.

SCARANO, A.; ASSENZA, B.; PIATTELLI, M.; LEZZI, G.; LEGHISSA, G.; QUARANTA, A.; TORTORA, P. PIATELLI, A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. **J Oral Implantol**, v. 31, n. 6, p. 269-275, 2005.

SERTGÖZ A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**. v.10, p. 19-27, 1997.

SEVIMAY, M.; USUMEZ, A.; ESKITASCIOGLU, G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. **J Biomed Mater Res**. v.73, p. 140-147, 2005.

STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAMA, O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A threedimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.13, p.82-90, 1998.

SUTTOR. Lava zirconia crowns and bridges. **Int J Comput Dent**. v.7, n.1, p. 67-76, 2004.

WIRZ, J.; JÄGER, K. Evolution of commonly used crown systems. **Quintessence of Dental Technology**, v. 22, n. 1, p. 193-199, 1999.