UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

EDUARDO ANDRÉS BORIE ECHEVARRÍA

***ANÁLISE BIOMECÂNICO POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES E OSSO PERIMPLANTAR COM
DIFERENTES DIÂMETROS E COMPRIMENTOS POSICIONADOS NA REGIÃO
ANTERIOR DA MAXILA.***

Ribeirão Preto

2013

EDUARDO ANDRÉS BORIE ECHEVARRÍA

***ANÁLISE BIOMECÂNICO POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES E OSSO PERIMPLANTAR COM
DIFERENTES DIÂMETROS E COMPRIMENTOS POSICIONADOS NA REGIÃO
ANTERIOR DA MAXILA.***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

Ribeirão Preto

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Borie, Eduardo Andrés Echevarría

Análise biomecânico por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila. Ribeirão Preto, 2013.

169 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Orsi, Iara Augusta

Palavras chave: Implante dentário, Prótese dentária, Análise de elementos finitos, Biomecânica, Maxila.

Eduardo Andrés Borie Echevarría

Análise biomecânico por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila.

Dissertação apresentada à Faculdade de Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

*Aos meus pais Fernando e Firmine, com muito carinho e admiração. Esta vitória é fruto do que vocês plantaram durante todos esses anos. São meus exemplos de esforço, humildade e sacrifício. Agradeço muito o amor e apoio incondicional que sempre me deram. Apesar da distância, sempre senti a presença e apoio de vocês
Amo vocês!*

Agradecimento Especial

À minha orientadora Profa. Dra. Iara Augusta Orsi pela credibilidade depositada em mim. Agradeço-lhe por me receber, confiar e apoiar desde o primeiro dia em que cheguei no Brasil. Além de me ensinar tanto como Orientadora quanto Professora, consegui aprender e adquirir muitos aspectos humanos que admiro e pretendo levar comigo sempre. Espero ficar mais alguns anos aqui para continuar aprendendo com Sra.

Obrigado também pela confiança e amizade; as risadas nas horas de trabalho providenciaram um ambiente agradável que motivou meu continuo desempenho. Aproveito para agradecer todas as considerações, conselhos e palavras de ânimo que me deu nos momentos difíceis. Espero algum dia retribuir para a Sra. todo o que tem feito por mim.

Agradecimentos

A Deus, pelo Dom da vida, guiando-me e iluminando todas as minhas decisões e caminhos que viabilizaram esta primeira etapa da minha vida acadêmica.

Às minhas irmãs, Odette e Evelyn, que sempre me ajudaram e apoiaram, apesar da distância. Adoro quando compartilho com vocês.

À minha família, Aline, Anette, Pascale e Horacio. Sempre que retornava e encontrava vocês, eu retornava com muita energia positiva.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de La Frontera, agradeço a confiança e apoio para continuar minha formação. Agradeço também ao Prof. Dr. Ramón Fuentes, Decano da Faculdade, pela ajuda e compreensão durante meu estágio no Brasil.

À Comisión Nacional de Investigación Científica y Tecnológica (CONICYT), pelo auxílio financeiro para desenvolver meus estudos de pós-graduação nesta Universidade.

Agradeço a ajuda fornecida pela equipe do CTI Renato Archer em Campinas: Eric, Augusto, Prof. Jorge, obrigado pela ajuda fornecida. De maneira especial, quero agradecer ao Prof. Pedro, Suelen e Taka, que me ajudaram durante todo o desenvolvimento virtual do meu projeto.

À empresa Conexão Sistemas de Prótese, pelos desenhos dos implantes fornecidos necessários para desenvolver este trabalho.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, representada pelo seu Diretor Prof. Dr. Valdemar Mallet de Rocha Barros.

À Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, coordenadora do Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, pela receptividade e preocupação em gerar vínculos com nossa Faculdade. Agradeço pela disposição concedida sempre que necessitei da Sra.

*Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese, representado pela chefia da Profa. Dra. **Claudia Helena Lovato da Silva**.*

*Aos professores do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP: **Professores Ricardo, Renata e Glória** da Prótese Parcial Removível, **Professores Raphael e Valdir** da Overdentures, **Professoras Cláudia e Helena** da Prótese Total, **Professoras Fernanda e Andrea** de Materiais Dentários, **Professora Iara** de Prótese Fixa e PAE. Aprendi muito com os/as Sres/as. e conseguiram uma mudança na minha visão da Reabilitação Oral. Obrigado pelo conhecimento entregue nas horas de aula.*

*De maneira muito especial quero agradecer o grande apoio do **Prof. Dr. Mariano del Sol Calderón**, Professor da área de Anatomia da Universidade de La Frontera, pelo contato e recomendação para eu vir à USP-Ribeirão Preto. Sem a ajuda do Sr., não estaria me formando nesta prestigiosa Universidade.*

*Aos **Professores Mamie e João Paulo**, pela constante preocupação e dicas no desenvolvimento de pesquisas. Agradeço a consideração e a oportunidade de me integrar no laboratório dos Sres., pois este tem um grande futuro com múltiplos potenciais aí dentro.*

*Às secretarias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: **Fernanda Talita de Freitas e Regiane Tirado**. De maneira muito especial, aproveito de agradecer a **Ana Paula Xavier**, pela amizade e carinho que desenvolvemos em tão pouco tempo, sem esquecer da grande disposição que sempre teve comigo.*

*À **Constanza**, pelo apoio incondicional, confiança e ajuda nos momentos difíceis. Não sabe quanto valorizo a contínua comunicação com você.*

*Aos meus **amigos de Chile: Peña, Sergio, Pareja, Matias, Diego, Yuber, Claudia, Araceli**, pela grande amizade e apoio. Aproveito para agradecer a todos os que depositaram sua confiança em mim.*

*Ao meu amigo **Felipe Solis**, um das primeiras pessoas que comentei essa ideia louca de fazer pós-graduação fora do país. Apesar de hoje você não estar conosco fisicamente, sempre vai estar nos corações de cada um dos que, um dia fomos teus amigos.*

Aos amigos do Brasil que fizeram me sentir em casa: Baskete, Raphael, Ricardo, Rodrigo, Danilo, Xuxa, Yamba, Dani, Bruna, Pipe e Fernando.

Aos companheiros de aulas da Pós pelos bons momentos que vivenciamos na nossa etapa de formação: Danilo, Raniel, Mauricio, Luciana, Karen, Martha, Denise P., Talita, Paulo, Glauber, Bia, Carlita, Marcelo, Suleima, Rodrigo F. e Fernanda.

Aos amigos do Jogo Bonito Futebol Clube: Candinho, Lourenço, Danilão, Ivan, Moica, Diginho, Guaxupé, Dias, Chulapa, Murilo, Tony, Bruno, Daniel e Lucas, com quem compartilhei toda terça-feira um jogo legal e alguns momentos de lazer:

Aos amigos do Hospital Santa Lydia, que me acolheram pela primeira vez no futebol quando cheguei e com quem joguei toda quinta-feira: Anderson, Arthur, Marquinho, Matheus, Thiago, Luis Fernando, Valderrama, Marlon e Marrone. Agradeço vocês por me apelidar de Chileno, pois tenho muito orgulho desse apelido.

A todas as pessoas que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho.

Resumo

BORIE, E. A. E. Análise biomecânica por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila. Ribeirão Preto, 2013. 169p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

RESUMO

A reabilitação da região anterior com próteses sobre implantes é um procedimento complexo pela quantidade de fatores que devem ser controlados. Nos casos em que o paciente apresenta estruturas anatômicas ou deficiências ósseas na região da pré-maxila, que impeçam o ideal posicionamento de todos os implantes possíveis, o clínico deverá escolher entre um planejamento com prótese em cantilever ou fixa convencional. O sucesso clínico de reabilitação com implantes está relacionado, principalmente, pelo modo com que as tensões mecânicas são transferidas do implante para o osso circundante, sem gerar tensões que possam colocar em risco a longevidade dos implantes e próteses. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de análise de elementos finitos, a distribuição de cargas em planejamento com implantes na região anterior da maxila em diferentes posições (incisivo central e lateral), conexões (cone morse e hexágono externo), diâmetros (4mm e 3,75mm), comprimentos (8,5mm e 10mm) e material restaurador (metalocerâmica e resina acrílica). Um modelo de maxila foi obtida a partir de um banco de dados e transformada em um modelo tridimensional por meio do software Invesalious v.3.0. O modelo da maxila foi simplificado e considerada a espessura de 2mm de osso cortical. Os modelos dos implantes utilizados foram fornecidos pela empresa em formato virtual. Foram criados modelos de prótese em cantilever com implantes de 4mm de diâmetro na região dos incisivos centrais e prótese fixa convencional com implantes de 3,75mm de diâmetro na região dos incisivos laterais, ambos com conexões de hexágono externo e cone morse, com comprimentos de 8,5 e 10 mm e restaurações em resina acrílica e metalocerâmicas. Os modelos foram simulados aplicando uma carga oblíqua estática de 150 N em 45° em relação ao longo eixo do implante, distribuída no cingulo dos quatro incisivos, sendo 37,5 N em cada elemento dental. Os implantes, componentes protéticos, *copings* e subestrutura

metálica foram analisados com tensão equivalente Von Mises, porém as tensões perimplantares no osso cortical e na região apical do osso trabecular, foram analisadas por tensões máxima e mínima principais e deformações máxima e mínima principais. O deslocamento também foi considerado em ambos os tipos de restaurações e a análise geral foi feita em todos os modelos tanto qualitativa quanto quantitativamente. Na análise foi observado que a tensão máxima e mínima principal ocorreu sempre no osso cortical, identificando maiores valores na tensão por compressão. Além disso, o planejamento, seja prótese em cantilever ou fixa convencional, comprimento e sistema de conexão, influíram nas tensões do osso cortical, mas não nas deformações do trabecular. As variáveis que mostraram menores tensões principais na estrutura óssea perimplantar foram: prótese em cantilever, conexão cone morse, implantes com comprimento de 8,5mm e restaurações metalocerâmicas. Com relação à tensão equivalente Von Mises, a conexão cone morse apresentou concentração das tensões máximas na união entre o pescoço do implante e pilar, enquanto o hexágono externo concentrou as tensões na subestrutura metálica, plataforma do pilar e roscas do implante. Os modelos em resina acrílica exibiram os maiores valores de deslocamento. Finalmente, todos os modelos apresentaram valores de tensão e deformação dentro dos limites fisiológicos.

Palavras chave: Implante dentário, Prótese dentária, Análise de elementos finitos, Biomecânica, Maxila.

Abstract

BORIE, E. A. E. Biomechanical analysis through finite element of stress distribution in implants and surrounding bone with different diameter and length located in the anterior maxilla. Ribeirão Preto, 2013. 169p. (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

Anterior region rehabilitation through implant-supported prosthesis is a complex procedure by the amount of critical factors that must be controlled. In some cases, when patient has bone defects or anatomic structures in the premaxilla, which avoid the ideal number of implant placement, the clinician must choose between a plan with cantilever or conventional fixed prosthesis. The clinical success with implant rehabilitation is mainly related to the way that mechanical stresses are transferred from the implant to surrounding bone without creating overload that will endanger the long life of implants and prostheses. The aim of this study was to assess through finite element analyses the load distribution in planning with implants located at maxilla anterior region with different positions (central and lateral incisor), connection (external hexagon and morse taper), diameter (4mm and 3.75mm), lengths (8.5mm and 10mm), and restorative material (metalloceramic and acrylic resin). A maxilla image was obtained from a database and converted into a three-dimensional model through InVesalius software v.3.0. The model was simplified and considered a cortical bone thickness of 2mm. Implant models were provided by the company in a virtual file. Models with 4mm in diameter cantilever prosthesis at the central incisor area and 3.75mm in diameter conventional fixed prosthesis at the lateral incisor were developed. Both kinds of models had external hexagon and morse taper connections, lengths of 8.5 and 10mm and metaloceramic and acrylic resin restorations. The models were loaded with 150 N at an angle of 45° to the long axis of implant, at the cingulum area and with a magnitude of the force applied on each unit of 37.5 N. Implants, abutments, copings and metallic substructures were analyzed through Von Mises equivalent stress. However, stresses of perimplantar bone, cortical and trabecular bone were analyzed through maximum and minimum principal stresses, and maximum and minimum principal strains. Also, total deformation was regarded in both kinds of restorations and a general analysis was performed on all models qualitatively and quantitatively. The analyses showed that maximum and minimum

principal stresses were identified in all models on cortical bone, observing the higher compression stress values. Moreover, the planning, cantilever or conventional fixed prosthesis, length and connection system influenced the principal stresses on cortical bone but not the strains on trabecular bone. The factors that exhibited the lowest principal's stresses in peri-implant bone structure were: cantilever prosthesis, morse taper connection, implant length of 8,5mm and metal-ceramic restoration. Regarding Von Mises equivalent stress, morse taper connection showed a maximum concentration stresses located in the joint between the implant neck and abutment, while external hexagon exhibited stress concentration in the metallic structure, abutment and implant screws. The models with acrylic resin restorations showed the highest total deformation. Finally, all stresses and strains observed were found within physiological limits.

Keywords: Dental implant, Dental prosthesis, Finite element analyses, Biomechanics, Maxilla.

Sumário

RESUMO	10
ABSTRACT	13
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Desenhos dos implantes	24
2.1.1 Hexágono externo	26
2.1.2 Hexágono interno	27
2.1.3 Cone morse	28
2.2 Diâmetro e comprimento dos implantes	30
2.3 Qualidade e quantidade óssea	33
2.4 Estética na região anterior	35
2.5 Biomecânica em implantodontia	38
2.6 Carga no implante	39
2.7 Elementos finitos	43
2.8 Propriedades e características dos modelo	46
2.9 Estudos de comparação	50
3 PROPOSIÇÃO	52
4 MATERIAL E MÉTODO	54
4.1 Construção do modelo maxilar	55
4.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos	56
4.3 Pré-processamento	60
4.4 Processamento	61
4.5 Pós-processamento e análise dos resultados	62
5 RESULTADOS	63
5.1 Tensões máxima e mínima principais	64
5.1.1 Prótese fixa em cantilever	67
5.1.2 Prótese fixa convencional	75
5.2 Deformações máxima e mínima principais	83
5.2.1 Prótese fixa em cantilever	86
5.2.2 Prótese fixa convencional	94
5.3 Tensões equivalente de Von Mises	102
5.3.1 Prótese fixa em cantilever	104
5.3.2 Prótese fixa convencional	109

5.4 Deslocamento.....	116
5.4.1 Prótese fixa em cantilever.....	118
5.4.2 Prótese fixa convencional.....	120
6 DISCUSSÃO.....	122
7 CONCLUSÕES.....	142
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	146

1 Introdução

Desde a introdução dos implantes dentários para a reabilitação de pacientes desdentados, no final dos anos de 1960, tem havido mudanças de consciência dos pacientes e aumento na busca por esse tipo de tratamento, privilegiando na atualidade os requisitos de estética e exigindo que os dentes sejam o mais natural possível. Um aspecto importante e complexo é o posicionamento e subsequente restauração na região estética. A reabilitação da região anterior com próteses sobre implantes tem sido reportada na literatura como um procedimento complexo pela quantidade de fatores que devem ser controlados. Contudo, a previsão e sucesso a longo prazo dos tratamentos com implantes, seja na região posterior ou anterior, são influenciados pelo comportamento biomecânico.

Uma variedade de opções de tratamento são possíveis na região anterior, no entanto o profissional deve levar em consideração três parâmetros: anatomia óssea, linha do sorriso do paciente e risco estético.

Prótese fixa convencional e com cantilever são empregadas nos casos de deficiências ósseas ou pela necessidade de evitar estruturas anatômicas, como cavidades ou nervos, que vão interferir no posicionamento ideal dos implantes. Segundo, Vailati e Belser (2007) a melhor opção de tratamento é a colocação de implantes na região dos incisivos laterais para confecção de uma prótese fixa convencional de quatro elementos, podendo ser empregados implantes de tamanhos regular e estreito. Este planejamento propicia aparência mais natural, com estética superior. Contudo, ainda é muito utilizado o posicionamento de implantes na região dos incisivos centrais para confecção de prótese fixa cantilever de quatro elementos, pois os profissionais acreditam na superioridade biomecânica deste planejamento.

Estudos prévios mostram que próteses fixas sobre implantes com cantilever podem gerar concentração de tensão excessiva no osso alveolar de suporte, favorecendo a reabsorção quando submetido a cargas oclusais, especialmente na região cervical do implante porque atua como fulcro. Além disso, na etapa prévia a realizar as restaurações coronárias definitivas, os implantes encontram-se com coroas provisórias acrílicas e seu comportamento em próteses múltiplas não tem sido estudado. A literatura relata que implantes unitários com restaurações provisórias em resina acrílica podem favorecer a biomecânica do osso pelo amortecimento interno gerada pela estrutura do material.

O sucesso clínico de reabilitação com implantes está relacionado, principalmente, pelo modo que as tensões mecânicas são transferidas do implante para o osso circundante, sem gerar tensões que colocarão em risco a longevidade dos implantes e próteses.

Por isso, é de extrema importância a realização de ensaios para verificar o comportamento biomecânico de implantes e próteses nas diferentes opções de tratamento na região anterior, fornecendo ao clínico informações precisas quanto ao planejamento, seleção adequada do tipo de implantes e comportamento de restaurações provisórias em resina acrílica e definitivas metalocerâmicas. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar por meio de análise de elementos finitos a distribuição de cargas em planejamentos com implantes na região anterior da maxila com diferentes posições, tipos de conexão, comprimentos, diâmetros, e restaurações.

2 Revisão da literatura

Em 1946, Formiggini idealizou um implante intraósseo de tântalo e vitalio em forma de espiral (LEMUS et al., 2009), até esse período a implantodontia era baseada em ensaios clínicos, mas necessitava de um protocolo científico. Na Itália na década de 50, Marzini já trabalhava com implantodontia “justaóssea”, onde abria e descolava a mucosa, realizava moldagem do osso e suturava, para após um mês reabrir e colocar uma estrutura de tântalo.

Brånemark e colaboradores descobriram, acidentalmente, nos anos 60 um mecanismo de adesão do titânio ao osso ao estudar a microcirculação em tíbias de coelhos (PEREL, 2006; LEMUS et al., 2009). Nesse experimento verificaram que o titânio se ligava firme e estreitamente ao osso humano, podendo ser aplicado na cavidade bucal. Esse fenômeno foi conhecido como osseointegração (MELO et al., 2006).

A partir desses novos conceitos, diferentes estudos foram realizados em cães para avaliar a fixação do parafuso. Em 1970, Brånemark e equipe iniciaram os estudos de biomecânica em próteses sobre implantes oseointegrados, verificando que os maiores problemas estavam relacionados aos procedimentos cirúrgicos e à carga mastigatória inicial (BRÅNEMARK, 1977; NORTON, 1997). Em 1982, Brånemark apresentou no Canadá, com base em estudos clínicos com mais de dez anos, o fenômeno da osseointegração e implantes odontológicos de titânio em forma de parafuso, assim iniciou a “Era Científica da Implantodontia moderna” (LEMUS et al., 2009). No início, os implantes foram desenvolvidos apenas para pacientes edêntulos, mas logo foram expandidos para indivíduos parcialmente desdentados (PELLIZZER et al., 2011).

Em 1981, Adell et al. relataram que aproximadamente 90% dos implantes colocados na região anterior da mandíbula apresentavam sucesso entre 5 e 12 anos após a instalação; contudo taxas menores foram observadas para os implantes na zona anterior da maxila (ADELL et al., 1981). Em 1999, Brånemark et al. publicaram resultados sobre um novo conceito de função imediata, onde a restauração protética é instalada em poucas horas. O resultado preliminar dos primeiros 50 pacientes foi de uma taxa de sucesso de 98% (BRÅNEMARK et al., 1999).

Noack et al. (1999) relataram que os implantes mandibulares apresentam maior índice de sucesso que os maxilares, com uma taxa global de perda pré-protética de 1,9%, enquanto 4,3% dos implantes foram perdidos após o tratamento protético.

Segundo Saab et al. (2007) o problema é devido ao padrão de perda óssea, que não pode ser precisamente previsto na região dos dentes maxilares anteriores. Esta alteração na morfologia óssea, frequentemente, determina a colocação de implantes em angulações diferentes e exageradas para satisfazer as necessidades de espaço e estética.

A diversidade de reabilitações por meio de prótese sobre implantes tem sido alcançado pela grande variabilidade de desenhos e tamanhos dos implantes na atualidade (ORTEGA-LOPES, 2012).

2.1 Desenho dos implantes

O desenho de um implante refere-se à estrutura tridimensional de um sistema caracterizado pela forma, tipo de pilar, presença ou ausência de roscas bem como o desenho, topografia da superfície e composição química (CEHRELI et al., 2004a). O desenho dos implantes pode contribuir para a perda óssea (MERIÇ et al., 2011), por isso, numerosas tentativas, para a modificação da superfície, desenho e plataforma protética, têm sido realizadas para melhorar a ancoragem dos implantes no osso (SALVI ; LANG, 2001). Novos desenhos de implantes e componentes protéticos, bem como novas técnicas clínicas têm sido idealizados para prevenir ou reduzir a perda de osso da crista (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012). Com o aumento na demanda e aplicações clínicas dos implantes, novos desenhos têm sido estudados e reportados, verificando atualmente no mercado, mais de vinte variações geométricas (TANG et al., 2012).

Os profissionais da área clínica devem planejar com muito cuidado na maxila a posição dos implantes e os desenhos das próteses, verificando estratégias para a prevenção do fracasso (HOLMES; LOFTUS, 1997). A distribuição e número de implantes são fatores muito importantes para a obtenção de ancoragem suficiente e sucesso a longo prazo na maxila edêntula (STEGAROIU et al., 1998).

A macrogeometria dos implantes, independente da união implante-pilar, afeta o resultado biológico do osso (CEHRELI et al., 2004a), sendo a forma e configuração da rosca são fatores fundamentais na otimização da biomecânica (MERIÇ et al., 2012).

Tada et al. (2003) descreveram pequenas diferenças entre os valores de tensão dos implantes parafusado comparados com os cilíndricos. No entanto, Okumura et al. (2010) concluíram que a escolha do implante, seja parafusado ou cilíndrico, parece não influenciar no comportamento biomecânico do osso que circunda o implante.

Os implantes podem apresentar falhas técnicas comuns, como afrouxamento ou fratura do parafuso protético, fratura do implante ou estrutura protética, micro-deslocamento da coroa e/ou da conexão coroa-implante (BOZKAYA et al., 2004; GERAMY; MORGANO, 2004; KIM et al., 2011). Embora estas falhas geralmente não conduzam à perda do implante, representam um problema significativo para os pacientes e clínicos, resultando em custos adicionais. Para atenuar essas dificuldades, os implantes e pilares protéticos foram submetidos a uma série de modificações, e atualmente há grande variedade de implantes, conexões e geometrias de pilares, com diferentes formas de corpo, diâmetros, padrões de rosca e topografias de superfície (QUARESMA et al., 2008). Isto levou os fabricantes a desenvolverem diferentes tipos de parafusos de retenção que pudessem suportar os valores mais elevados de torque, alterarem o tipo de material, aumentarem a precisão do hexágono e criarem novos desenhos de interface implante-pilar (BERNARDES et al., 2006).

O fator biomecânico chave nos sistemas de implantes é a conexão, sendo definida como a interface entre o implante e pilar, mantendo-os unidos por uma força de travamento aplicada ao parafuso (YOUSEF et al. 2005). Do ponto de vista biomecânico, a principal diferença entre os sistemas de implantes é o tipo de conexão; no entanto, o tempo que o osso necessita para se adaptar ao implante parece ser mais importante que a natureza física e geometria do implante (CEHRELI et al., 2004a).

Segundo, Bozkaya et al. (2004), o desenho de um sistema de implante, caracterizado pela geometria e tipo de pilar de conexão, é um fator importante no estabelecimento do desempenho e manutenção da osseointegração e das próteses implantossuportadas, devendo determinar a transmissão de carga tanto no conjunto osso-implante como na interfase implante-pilar. Assunção et al. (2008) relataram que os elevados níveis de tensão observados na área apical dos implantes podem ter

relação com seu desenho, o qual, se modificado, poderia melhorar consideravelmente a distribuição de tensões no osso trabecular.

Cada desenho de implante transmite diferentes transições de carga para o osso alveolar durante a mastigação, deglutição e fala, sendo que o desenho da rosca influencia no padrão de tensão transmitida ao osso (HASAN et al., 2011b). Assim, os implantes sem micro-rugosidades na região cervical apresentam valores maiores de tensão comparados com os implantes de micro-rugosidades na mesma região (MERIÇ et al., 2012), contribuindo ainda mais nos casos de osso de baixa qualidade (TADA et al., 2003). Lin et al. (2007) salientaram que a influência do tipo de conexão nos valores de tensão gerados no osso foi de 5%, quando comparados com a posição ou a condição de carga do implante.

Biomecânica, as conexões devem reduzir as tensões sobre os componentes protéticos e na interface osso-implante, assegurando a estabilidade adequada da prótese (NISHIOKA et al., 2009).

2.1.1 Hexágono Externo

Este sistema de implante é formado por um implante com plataforma hexagonal na região superior e um pilar independente com parafuso separado, sendo o hexágono a única estrutura do sistema que bloqueia a rotação da plataforma. A plataforma horizontal resiste a carga vertical e o parafuso do pilar absorve a lateral (PESSOA et al., 2010).

É o desenho mais amplamente utilizado na história da Implantodontia desde o seu desenvolvimento (TSUGE; HAGIWARA, 2009), contudo o tipo de conexão externa foi gradualmente modificado e incorporado um mecanismo para prevenir a rotação (BINON, 1996; BINON; MCHUGH, 1996). Um dos problemas deste tipo de conexão é o afrouxamento do parafuso, que apresenta uma relação direta com o desajuste rotacional na interfase pilar/implante, pois quanto maior a liberdade rotacional maior o afrouxamento do parafuso. Posteriormente, foi desenvolvida uma técnica por McHugh para sanar o problema do desajuste rotacional (BINON, 1996; BINON; MCHUGH, 1996).

Este sistema apresenta micro-movimentações que podem levar a complicações clínicas (JEMT et al., 1991). O centro de rotação mais externo promove menor resistência sob movimentos laterais, criando uma possível interrupção na interface implante-pilar, podendo levar à reabsorção óssea. Este sistema é contraindicado para situações de sobrecarga (MAEDA et al., 2006).

Os fatores responsáveis pelo afrouxamento do parafuso em implantes com hexágono externo são sobrecarga vertical, carga lateral no lado de não trabalho e supraestruturas desajustadas (TSUGE; HAGIWARA, 2009). As limitações da plataforma hexágono externo tornaram-se mais evidentes quando a aplicação foi ampliada para arcos parcialmente edêntulos, sendo mais adequada nesses casos, a utilização de conexões internas anti-rotacionais (TSUGE; HAGIWARA, 2009). Na conexão hexágono externo o parafuso do pilar é o único responsável pela manutenção do pilar durante cargas funcionais (NISHIOKA et al., 2011). Kim et al. (2011) verificaram que o sistema de hexágono externo possui menor assentamento na interfase da plataforma quando comparado com o sistema de hexágono interno.

2.1.2 Hexágono Interno

Este sistema é formado por um implante com encaixe hexagonal interno ao nível do pescoço e um pilar com parafuso separado. A parede lateral do pilar ajuda a dissipar as forças laterais e protege o parafuso do pilar de tensões excessivas (PESSOA et al., 2010).

Este sistema surgiu como evolução do hexágono externo e apresenta como vantagens menor afrouxamento do parafuso e fratura, além de maior absorção de cargas. O sistema promove a distribuição homogênea de tensões em torno dos implantes, reduzindo assim a tensão no osso da crista (BERNARDES et al., 2006). Isso pode ser explicado pela forma cônica do hexágono na prótese e pela maior profundidade do encaixe hexagonal no interior do implante, diminuindo o braço de alavanca e mudando o fulcro prótese-implante para o terço médio do implante (PITA et al., 2011).

A conexão interna tipo cônica possui um mecanismo que gera um suporte lateral frente às cargas externas, mantendo o parafuso e pilar completamente

restritos, aumentando assim, a resistência ao afrouxamento do parafuso (KIM et al., 2011). Isto resulta numa melhor distribuição de tensão sobre o osso (MAEDA et al., 2006) e promove maior estabilidade do parafuso de retenção da prótese (KITAGAWA et al., 2005), diminuindo o risco de fratura do parafuso e falha na prótese (SILVA et al., 2007; NISHIOKA et al., 2009). Neste tipo de conexão, a manutenção do parafuso de fixação no pilar do implante depende da pré-carrega do mesmo. Se a força oclusal, a qual será submetido, exceder a pré-carrega, pode levar a complicações mecânicas, como perda ou fratura do parafuso (BOZKAYA; MÜFTÜ, 2005).

Os sistemas de conexão interna têm apresentado melhores resultados nos testes laboratoriais e maior estabilidade anti-rotacional quando comparados aos de conexão externa (GURGEL-JUAREZ et al., 2012). Sob cargas oblíquas, as paredes laterais do pilar contribuem para a distribuição das tensões, sendo favoráveis para uso em uma única fase cirúrgica e com implantes individuais em regiões com espaço interoclusal reduzido (MAEDA et al., 2006). No entanto, em próteses com implantes múltiplos, não paralelos, a utilização de conexão interna é limitada (SOARES, et al., 2009). Segundo, Tsuge e Hagiwara (2009), não há evidências que a conexão interna seja melhor que a externa. Gurgel-Juarez et al., (2012) verificaram que as conexões internas propiciaram 60,4% menos tensão no osso trabecular que os sistemas de hexágono externo.

Atualmente, existem vários tipos de conexões internas no mercado, incluindo diferentes variedades de tipo hexágono interno, desenhos triangulares ou em “folha de trevo” e conexões cônicas (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012)

2.1.3 Cone-Morse

Consiste em um implante e um pilar parafusado longo e cônico que se adapta na parte interna do implante. A interfase cônica e profunda, entre as paredes do implante e o pilar, resiste às cargas laterais (PESSOA et al., 2010).

O sistema cone-morse surgiu como alternativa ao hexágono externo devido à sua melhor estabilidade e menor quantidade e magnitude de micro-movimentos (JAWORSKI et al., 2012). Neste sistema, o pilar é unido ao implante por meio de

uma conexão cônica interna, sem parafuso de retenção. Esta conexão fixa o sistema por fricção mecânica entre a parede externa do pilar e a interna do implante (SALVI; LANG, 2001). O mecanismo de encaixe a pressão do pilar cônico, combinado com o parafuso de sua extremidade, parecem ser os responsáveis da proteção dos pilares quando acontecem cargas excessivas (CEHRELI et al., 2004b).

O sistema cone-morse é favorecido pela vedação entre o pilar e implante, induzindo, automaticamente, um assentamento no sentido axial (DAILEY et al., 2009). A junção pilar-implante neste tipo de sistemas está localizada na região intrassulcular, evitando o afrouxamento e fratura dos componentes protéticos, além de possuir elevada estabilidade a longo prazo (MERZ et al., 2000; PITA et al., 2011). A conexão do implante cone morse praticamente eliminou a perda ou fratura do pilar (SCHWARZ, 2000). As complicações biomecânicas, como perda do parafuso ou fratura de algum componente protético acontecem com menos frequência nas conexões cônicas, diminuindo os micromovimentos do implante-pilar (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012). O sistema cone morse foi relatado como mais estável que o hexágono externo (NORTON, 1997; MERZ et al., 2000; PIERMATTI et al., 2006).

O pilar do sistema cone morse, ao nível do osso marginal, diminuiu substancialmente o pico de tensão, além de melhorar a distribuição de tensão no osso de suporte. Isso, pode ser explicado pelo fato deste sistema possuir uma interface cônica, permitindo que a tensão de cisalhamento possa se localizar mais apical, reduzindo a tensão e reabsorção no osso marginal (HANSSON, 2003).

O uso de pilares cônicos melhoram a transmissão de cargas e podem reduzir os picos de tensão ao redor dos implantes (BOZKAYA et al., 2004; LIN et al., 2007). O grau de conicidade do pilar não influi na tensão gerada no osso quando submetido a carga vertical ou oblíqua (CHU et al., 2012). A interface cônica implante-pilar proporciona uma diminuição no pico de tensão de cisalhamento na interface osso-implante em comparação com a interface superior plana ou biselada (HANSSON, 2000; MERZ et al., 2000). Doring et al. (2004) estudaram clinicamente por 8 anos as complicações associadas com os componentes protéticos em implantes de conexão cônica e não verificaram complicações mecânicas, como perda do parafuso, fratura do parafuso ou coroa. Krennmair et al. (2002) verificaram menor incidência (3,5%) de perda de parafuso do pilar usando implantes cônicos quando comparados com pilares hexágono interno.

O desenho é apenas um dos fatores que pode influenciar no comportamento biomecânico das próteses sobre implantes, sendo frequentemente citada, também, a importância do diâmetro e comprimento dos implantes (PITA et al., 2011).

2.2 Diâmetro e comprimento dos implantes

Existem muitos modelos de implantes disponíveis no mercado para aplicações clínicas específicas, com diâmetros e comprimentos variados. Estes desenhos podem ser, principalmente, implantes: *standard*, longos, curtos, largos ou estreitos (HASAN et al., 2010). Dependendo do fabricante, estes implantes estão disponíveis em diferentes geometrias, configurações de rosca e profundidade (BOURAUUEL et al., 2012).

Um dos fatores relacionado à falha dos implantes é o comprimento, quanto menor, maior será o risco de falha (SENNERBY; ROOS, 1998; GOODACRE et al., 1999). A maxila pode ter uma quantidade insuficiente de osso para inserção de implantes longos, sendo um grande desafio cirúrgico-protético devido à qualidade óssea reduzida, pois geralmente apresenta osso tipos III e IV (CAPELLI et al., 2007). Muitas vezes, em áreas desdentadas da região anterior, os clínicos podem encontrar problemas como fossas nasais e baixa densidade do osso trabecular, restringindo severamente o número, posição, comprimento e largura dos implantes a serem utilizados (SAGAT et al., 2010). Nestas condições, são utilizados implantes curtos ou mais estreitos como estratégia alternativa de tratamento, evitando técnicas cirúrgicas avançadas (RENOUARD; NISAND, 2006).

Sob estas condições, o posicionamento de implantes curtos também tem sido sugerido como alternativa para as regiões com altura óssea limitada (TAWIL; YOUMNAN, 2003; RENOUARD; NISAND, 2006), embora haja aumento do risco se a relação coroa-implante exceder as orientações estabelecidas para os dentes naturais de 1:1 (SCHULTE et al., 2007). Herrmann et al. (2005) relataram uma taxa de sobrevida de 78,2% para implantes de 7mm, identificando diferenças significativas entre implantes de 7 e 10 mm, não sendo discriminada a arcada. Olate et al., (2010) relataram que implantes curtos apresentaram diferenças

estatisticamente significantes na perda precoce do implante quando comparado com implante longo, sendo o comprimento do implante mais importante que a largura.

Rubo et al. (2010) mostraram que a tensão diminuiu 14% com o aumento do comprimento do implante de 10mm para 13 mm, pois segundo Tada et al. (2003) os implantes curtos geram maior tensão e deformação no osso devido à menor área de contato na interface. Contudo, Petrie e Williams (2005) afirmaram que o aumento do comprimento do implante pode ajudar a diminuir a deformação do osso e a tensão máxima quando comparados com implantes curtos (DE CARVALHO et al., 2012). Segundo, Petrie e Williams (2005) o aumento do comprimento reduz 1,65 vezes a tensão na crista óssea, contudo, se o aumento do comprimento superar 60% da altura do osso esponjoso disponível, a redução não é significativa. No entanto, muitos autores afirmam que sob carga axial a variação de tensão não é significativa entre os diferentes comprimentos (IPLIKÇIOĞLU; AKÇA, 2002; PIERRISNARD et al., 2003; LIN et al., 2005).

Na literatura, do ponto de vista biomecânico, há um consenso de que o maior comprimento não é sinônimo de melhor desempenho clínico (ORTEGA-LOPES et al., 2012). Pierrisnard et al. (2003) em análise por elementos finitos observaram que as tensões por cisalhamento, durante forças oblíquas, concentraram-se nos 7mm iniciais do implante, sem apresentar diferenças associadas ao comprimento do implante. Segundo, Renouard e Nisand (2006), as falhas não podem ser atribuídas somente ao comprimento do implante (RENOUARD; NISAND, 2006).

Outra tendência, utilizada por alguns clínicos, é o emprego de implantes de diâmetro estreito, apesar de apresentarem taxa de sobrevida semelhante aos implantes regulares, as semelhanças não se estendem ao comportamento mecânico (ANDERSEN et al., 2001; ROMEO et al., 2006). Degidi et al. (2008) relataram taxa de sucesso de 99,4% para este tipo de implante, ao observarem implantes estreitos, menores que 3,75mm, durante 8 anos. Ocorreu maior sucesso com implantes de diâmetros maiores que 3,4mm. Andersen et al. (2001) reportaram taxa de sobrevida de 100% para implantes com diâmetro de 3,75mm durante um período de observação de 3 anos. No entanto, Renouard e Nisand (2006) consideraram implantes estreitos aqueles com diâmetro menor que 3,5mm.

Implantes estreitos, menores ou igual a 3,75 mm, possuem a vantagem de auxiliar o cirurgião no tratamento de defeitos ósseos, permitindo o posicionamento

ligeiramente para a lingual, prevenindo assim, a perfuração da delgada tabua óssea vestibular. A colocação ligeiramente para lingual também permite manter os contornos linguais praticamente sem alterações na reabilitação final (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012). No entanto, quando dois implantes de diâmetro estreito são utilizados para suportar uma prótese de três ou mais elementos, o resultado é o aumento da tensão e deformação do tecido circundante (CEHRELI; AKÇA, 2004).

A tendência dos clínicos de usar em implantes de maior diâmetro, 4 mm ou mais, tem contribuído para espessura inadequada de tábua óssea vestibular ou recessão gengival (EVANS; CHEN, 2008). Contudo, quando a altura é limitada, o uso de implantes largos é recomendado para aumentar a área de contato na interface do osso com o implante (OKUMURA et al., 2010). Apesar que os implantes estreitos tem pouco reporte de falha na literatura, a indicação destes é apenas quando o local tiver pequena disponibilidade óssea para o posicionamento de um implante de diâmetro “*standard*” (OLATE et al., 2010). Degidi et al. (2007) não observaram diferenças significantes associadas à qualidade dos ossos maxilar e mandibular quando compararam a sobrevida de implantes estreitos e largos.

Com relação à tensão sobre o osso, implantes com geometrias diferentes, mas diâmetros semelhantes, aparentemente, não apresentaram nenhuma diferença nos níveis de deformação sobre o osso circundante, pois à medida que aumentou o diâmetro do implante a magnitude da tensão diminuiu (DEL VALLE et al., 1997).

O diâmetro do implante influencia a concentração de tensões no implante e osso circundante (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001). O aumento do diâmetro do implante, frente a uma mesma carga, diminui a tensão, tanto no implante como no osso perimplantar (HUANG et al., 2008; DING et al., 2009; OKUMURA et al., 2010; PELLIZZER et al., 2012). Implantes de maior diâmetro apresentam taxas de sucesso maiores porque dissipam as forças oclusais para o osso de forma mais eficaz, quando utilizados em arcos parcialmente desdentados (LEKHOLM et al., 1994; BAHAT; HANDELSMAN, 1996; AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001). Menores valores de tensão no osso e no implante são observados em implantes com maior diâmetro, sendo justificado pela melhor distribuição e maior área de contato entre o implante e osso perimplantar (QIAN et al., 2009; OKUMURA et al., 2010; CHU et al., 2012). Petrie e Williams (2005) concluíram que o aumento de diâmetro dos implantes diminui até 3,5 vezes a tensão na crista óssea, com melhor efeito para os implantes

curtos e cônicos, pois o diâmetro do implante predomina sobre o comprimento e conicidade. Kong et al. (2008) salientaram que o estreitamento do pescoço do implante induz distribuição mais favorável das tensões no osso.

No entanto, para um tratamento de reabilitação com sucesso, deve ser considerado também o volume ósseo e a forma do alvéolo no local de posição do implante (WAKIMOTO et al., 2012).

2.3 Qualidade e quantidade óssea

A formação óssea e mineralização dependem de vários fatores incluindo a higidez da sua interfase (CEHRELI et al., 2004b). Quando o osso detecta uma sinal biomecânica diferente, como um excesso de tensão por exemplo, se produz o processo de remodelação para se adaptar ao novo ambiente. Como resultado, a rigidez da estrutural global, módulo de Young, dos tecidos ósseos muda progressivamente provocando o retorno da tensão total a um estado de equilíbrio de remodelação óssea (LIN et al., 2009).

A tensão e deformação em torno dos implantes são afetadas dentre outros fatores, pelo tipo de carga, propriedades dos materiais dos implantes e próteses, geometria do implante, estrutura de superfície e qualidade e quantidade de osso perimplantar (BAGGI et al. 2008). A quantidade de osso alveolar pode influenciar, diretamente, os fatores que auxiliam no sucesso do tratamento com implantes, como, tipo, comprimento, largura e ângulo de posicionamento dos implantes. Além disso, a qualidade óssea, que compreende tanto a espessura do osso cortical quanto as características e padrões do osso trabecular (TADA et al., 2003; WAKIMOTO et al., 2012), também é um fator importante, porque contribui para a estabilidade dos implantes (WAKIMOTO et al., 2012) e distribuição das forças (TADA et al., 2003). Assim, os implantes colocados em áreas onde o osso é de baixa densidade são mais propensos a fracassar que em regiões mais densas (GENNA, 2003). A qualidade do osso é de fundamental importancia para garantir a longevidade desejável do sistema implante-prótese (LIN et al., 2009).

Implantes posicionados na arcada superior podem ser afetados numa porcentagem maior que os na inferior, porque mandíbula apresenta menor

concentração de tensões que a maxila (BAGGI et al., 2008). Os rebordos alveolares maxilares anteriores são os locais para colocação de implantes que necessitam de avaliação mais rigorosa da quantidade óssea, pois a altura e forma do osso influenciam diretamente o resultado estético do tratamento, bem como a estabilidade do implante (WAKIMOTO et al., 2012).

Na região da interface osso-implante existe uma pequena mobilidade do implante pela elasticidade do osso (RICHTER, 1989), que pode variar entre os indivíduos e os tipos de osso, influenciando a distribuição de tensões nos implantes, devido que quando aumenta o modelo de Young no osso trabecular a distribuição de tensões é mais homogênea, diminuindo o pico de tensão de compressão tanto no cortical como no trabecular (BAGGI et al, 2008). O osso trabecular pode apresentar distribuição mineral não uniforme, tendo relação direta com sua elasticidade e densidade (VAN DER LINDEN et al., 2001). O osso esponjoso de baixa densidade aumenta a deformação óssea ao redor do implante (TADA et al., 2003). Contudo, Petrie e Williams (2005) salientaram que os modelos gerados com osso esponjoso de baixa densidade mostram melhor distribuição de tensões no osso perimplantar que aqueles com alta densidade. A qualidade do osso alveolar é a chave para o sucesso de uma reabilitação implantossuportada (NORTON; GAMBLE, 2001; TAWIL; YOUMAN, 2003; WINTER et al., 2011). Segundo Lin et al. (2005) a qualidade do osso esponjoso é um fator menos influente que as condições de carga ou comprimento dos implantes, nos padres de distribuição de tensões.

Em 1985, Lekholm e Zarb elaboraram uma classificação do osso em quatro tipos, sendo a mais empregada em implantodontia:

- Tipo I: o osso compacto homogêneo é o principal componente de toda a maxila ou mandíbula.
- Tipo II: tem cortical de 2mm circundando o denso osso esponjoso.
- Tipo III: Apresenta cortical de 1mm ao redor do denso osso esponjoso.
- Tipo IV: Cortical de 1mm envolvendo um osso esponjoso pouco denso.

Wakimoto et al. (2012) verificaram que a maioria das regiões anteriores da maxila apresentaram uma qualidade óssea tipos II e III da classificação de Lekholm e Zarb (1985), predominando o tipo III em 69,7% dos locais. Além disso a densidade óssea trabecular dos incisivos foi maior que a dos caninos, sendo maior em homens

que mulheres, mas sem diferenças estatisticamente significantes entre indivíduos idosos e jovens.

A avaliação óssea pode ser realizado por meio da análise de radiografias convencionais, sensação tátil do cirurgião durante a preparação do local do implante ou mensurações de torque de corte. No entanto, as tomografias são as únicas que permitem avaliar a qualidade óssea intermediária do osso esponjoso, fornecendo avaliação mais precisa (WINTER et al., 2011). Assim, o tratamento com implantes na região anterior da maxila requer planejamento mais rigoroso com base na avaliação tanto da qualidade como da quantidade de tecido ósseo por meio de tomografia computadorizada (WAKIMOTO et al., 2012) para obtenção de sucesso funcional e estético.

2.4 Estética na região anterior

A estética na região anterior da maxila, na maioria dos caso, é o primeiro fator determinante na escolha de um tratamento restaurador (VAILATI; BELSER, 2007). Um aspecto importante é o posicionamento de implantes e subsequente restauração da região estética (TABATA et al., 2010). A reabilitação da região anterior com prótese sobre implantes tem sido reportada na literatura como um procedimento complexo pela quantidade de fatores que devem ser controlados (LAI et al., 2008; HASAN et al., 2011a; RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012); no entanto, as exigências estéticas dos clínicos, juntamente com elevada expectativa dos pacientes, levam os desenhos de implantes e técnicas clínicas a um constante desenvolvimento (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012).

Os dentes anteriores são fatores essenciais para o sucesso da estética facial e dental, no entanto, o osso cortical em que os implantes são posicionados é mais estreito e delgado (BUSER et al., 2004). Os rebordos alveolares da região anterior da maxila podem ser os locais de posicionamento de implantes, exigindo uma avaliação mais rigorosa da quantidade de osso, pois tanto a altura quanto a forma influenciam diretamente nos resultados estéticos do tratamento final (WAKIMOTO et al., 2012). Na região anterior, alterações volumétricas do rebordo alveolar associadas aos defeitos nos tecidos moles podem ser desfavoráveis para o posicionamento e estética dos implantes (KIM et al., 2012).

A região anterior pode apresentar diferentes formas, que dependem principalmente da causa do edentulismo (WAKIMOTO et al., 2012). Além disso, a reabilitação dos quatro incisivos maxilares por meio de próteses implantossuportadas pode ser um desafio extremamente complexo, tanto pela estética quanto pela biomecânica (BUSER et al., 2004). Isso acontece porque, após a exodontia dos dentes na área estética superior, pode ser observado perda significativa de volume da crista alveolar, entre 30% e 50% de reabsorção óssea horizontal do volume original, após 3 a 12 meses do procedimento de exodontia (SCHROPP et al., 2003). A média máxima da tábua óssea vestibular, após exodontia na região anterior, é de aproximadamente 0,8mm sendo em 87% dos casos menor que 1mm (HUYNH-BA et al., 2010). A magnitude da perda óssea, após exodontia dos quatro incisivos maxilares, pode levar à perda da convexidade do arco, tornando-o mais estreito (VELA-NEBOT et al., 2011). Quando isso acontece, é difícil planejar a guia de posicionamento dos implantes para garantir adequado resultado estético (VELA-NEBOT et al., 2011).

Na região anterior podem ocorrer alterações na posição da mucosa vestibular e papila, espessura da mucosa queratinizada e localização radiográfica do osso interproximal, fracassando em relação ao resultado estético e expectativas finais dos clínicos e pacientes (CHEN; BUSER, 2009). A preservação do osso interproximal associado ao tecido mole é de principal importância para a obtenção de uma ótima estética (RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012), além da preservação da aparência mucogengival na margem do implante (MIYAMOTO; OBAMA, 2011). O nível da papila gengival depende da quantidade de osso da crista (TABATA et al., 2010).

As condições locais desfavoráveis dos rebordos edêntulos podem conduzir a duas opções terapêuticas para a reabilitação por meio de implantes: 1) processos regenerativos ou reconstrutivos ósseos, que apresentam custo elevado e aumentam o desconforto na região ou 2) próteses fixas cantilever ou convencionais que são mais simples e econômicas (MERIÇ et al., 2011). A colocação de quatro implantes na região anterior, após exodontia, é muito problemático devido ao pequeno espaço entre os caninos, sendo difícil posicionar os implantes respeitando a distância inter-implante e inter-dentária, sem comprometer diretamente a estética (VELA-NEBOT et al., 2011). Assim, implantes colocados adjacentes podem alterar a forma das ameias, com dificuldades para manter a papila interdentária (VAILATI; BELSER, 2007). O

posicionamento de implantes em espaço limitado é um procedimento desafiador que pode promover dificuldades na higiene bucal e confecção das próteses (KIM et al., 2005).

Comumente são utilizados dois implantes regulares na região dos incisivos laterais e reabilitação com prótese fixa convencional e pânticos na região dos incisivos centrais (HASAN et al., 2011a; VELA-NEBOT et al., 2011). Porém, em alguns casos após exodontia, o arco maxilar superior migra para o palato ficando menor, impossibilitando o posicionamento dos implantes na região dos incisivos laterais. Contudo, deve-se respeitar pelo menos 2mm de tábua óssea vestibular e no mínimo 1,5mm de distância dos caninos contíguos (GRUNDER et al., 2005). Nesses casos, deve-se diminuir o diâmetro dos implantes na região dos incisivos laterais, diminuindo também o volume dos componentes protéticos, e favorecendo portanto, a estética (VAILATI; BELSER, 2007). A biomecânica nos tratamentos com próteses fixas convencionais é mais favorável, pois o momento máximo é gerado na região dos pilares, sendo que os efeitos de giro, gerados em implantes unitários, neste caso se anulam (OLIVEIRA, 1997). Não há na literatura informações das respostas biomecânicas *in vivo* sobre tratamentos com implantes e próteses fixas convencionais.

Na região dos incisivos centrais, frequentemente, há maior quantidade de osso para posicionar os implantes (VELA-NEBOT et al., 2011), assim podem ser localizados dois implantes com pescoço regular na região dos incisivos centrais e cantilever substituindo os incisivos laterais. Esta opção permite manter uma distância mínima de 2mm entre os dois ombros dos implantes, conservando a crista óssea entre os mesmos, sendo justificada pelo tamanho reduzido dos incisivos laterais, que geralmente não participam dos movimentos excursivos (VAILATI; BELSER, 2007). Implantes posicionados nessa região devem estar separados por uma distância de pelo menos 3mm para a preservação da crista óssea entre os implantes, que suporta o tecido mole e mantém a estética da papila (TARNOW et al., 2000).

O cantilever tornou-se popular pela necessidade de evitar as estruturas anatômicas como cavidades ou nervos, e pela probabilidade de fratura dos implantes de diâmetro reduzido (BECKER; KAISER, 2000). Os desenhos de próteses cantilever são considerados mais prejudiciais devido ao aumento da

distância entre a força aplicada e o eixo do implante, criando uma grande concentração de força na extremidade fixa (OLIVEIRA, 1997). Na prótese com cantilever quando é aplicada uma carga vertical, os implantes mais distais representam o fulcro e criam uma alavanca tipo I, alterando a magnitude da força sob o pilar, em direção distal ao implante, concentrando tensões excessivas que podem levar à perda óssea, especialmente na região do osso em contato com a área cervical do pescoço, que atua como fulcro (STEGARIOU et al., 1998; MERIÇ et al., 2011; MERIÇ et al., 2012). Este tipo de prótese possui fatores adicionais como tipo de carga aplicada, comprimento do cantilever e desenho do conector, que influenciam na distribuição de tensões (BAGGI et al. 2013).

2.5 Biomecânica em implantodontia

O fator que mais se relaciona com a falha das restaurações sobre implantes é o conhecimento deficiente dos conceitos de biomecânica (AKÇA; IPLIKCIOGLU, 2001).

No osso existe um equilíbrio de forças e momentos de flexão que não permitem que os dentes e implantes se movimentem livremente na maxila ou mandíbula. Assim, uma força externa ao sistema produz uma tensão interna, gerando reações na ancoragem óssea, sendo do mesmo valor mas de sentido oposto (RICHTER, 1989).

Segundo Brunski (1988) qualquer implante, independente do biomaterial ou forma, serão expostos a forças e momentos intraorais. Essas cargas podem ser significativas e o implante deve resistí-las sem falhar. Assim, o implante transmite carga aos tecido da interface ao seu redor, devendo ser toleradas sem respostas adversas dos tecidos.

A aposição do osso em torno de um implante é a resposta biológica à tensão mecânica abaixo de um certo limite, enquanto a perda de osso pode resultar de uma tensão sob esse limite (ISIDOR, 2006). A perda óssea pode ser causada pelas complexas interações biomecânicas entre o implante e o osso receptor (QIAN et al., 2009).

A resiliência de um implante é de aproximadamente 10.000 N/mm, sendo entre 10 a 100 vezes maior que no dente, portanto a biomecânica do implante não vai ser a mesma que a do elemento dental (RICHTER, 1989).

2.6 Carga no implante

O sucesso ou fracasso da osseointegração está relacionado a fatores clínicos e/ou mecânicos. A sobrecarga relacionada com a reabsorção do osso marginal geralmente é produzida por uma tensão mecânica excessiva transferida da interface osso-implante para o osso de suporte (LIN et al., 2010). Esta distribuição de tensões no osso circundante pode ser influenciada por vários parâmetros, como posição e angulação do implante, conexão implante-pilar e magnitude e força da carga oclusal (KOZLOVSKY et al., 2007). O processo e consequência da transmissão de forças ao osso de suporte vai depender da natureza da força aplicada (direção, amplitude e frequência), desenho dos implantes, propriedades biológicas e biomecânicas da interfase osso-implante, quantidade e qualidade óssea e reação do tecido ósseo ao círculo mecânico criado pela carga de implante (CEHRELI et al., 2004b; BOURAUUEL et al., 2012).

Em relação aos aspectos mecânicos, as forças fisiológicas são bem aceitas pelo osso, no entanto, se ocorrer elevada tensão ou deformação do tecido ósseo, a reabsorção pode ser induzida (FLANAGAN et al., 2009; BACCHI et al., 2012). Lanyon e Rubin (1984a; 1984b), verificaram que a aplicação de uma carga de compressão estática gerando 2000 $\mu\epsilon$ não foi suficiente para prevenir a perda de osso e densidade intracortical. No entanto, quando a mesma carga foi aplicada ciclicamente, 1800 ciclos por dia, a formação de osso foi observada com um aumento de 24% na área de secção transversal. Posteriormente, foi descoberto que são necessários 1000 $\mu\epsilon$, de forma cíclica, para manter a massa óssea (RUBIN; LANYON, 1985).

Um dos fatores mais importantes a serem considerados no osso é a reabsorção acelerada pelo excesso de tensão até seu limite (GENG et al., 2001; KAYABAŞI et al., 2006; BAGGI et al., 2008). Embora o osso necessite de uma tensão em um intervalo fisiológico, para manter seu nível (FROST, 2004), o aumento

excessivo da tensão pode criar um desequilíbrio da função dos osteoclastos e favorecer o desenvolvimento de perda óssea significativa (KOYAMA et al., 2008; FLANAGAN et al., 2009; HU et al., 2010). É sugerido que a reorientação das trabéculas guiadas por linhas de tensões e deformações principais, de tal forma que alteração nos padrões de tensão e deformação produziria alteração na arquitetura óssea (BRAND et al., 2010). A homeostasia do osso acontece quando os níveis de microdeformações permanecem com valores entre 100 e 2000 $\mu\epsilon$ (FROST, 1994) ou 50 e 1500 (WISKOTT; BELSER 1999).

A remodelação óssea é definida como um controle biológico auto-organizado no qual os osteócitos atuam como sensores de uma sinal mecânica e cada sensor produz um estímulo para a regulação da massa óssea adjacente (MULLENDER et al., 1994; GALLI et al., 2010). Segundo Frost (1992), 4.000 $\mu\epsilon$ é possivelmente o valor de tensão limite para não ocorrer sobrecarga patológica do osso. Duyck et al. (2001), por meio de análise de elementos finitos, estimaram um valor de 4.200 $\mu\epsilon$ associado à sobrecarga que induz reabsorção óssea. Assim, uma carga excessiva no implante produz grande estímulo mecânico na interface, transferindo a tensão para o osso, alterando assim, o equilíbrio ósseo do modelado-remodelado e provocando finalmente a falha (LIN et al., 2009). Durante a compressão pode ser observada uma possível sobrecarga apenas no osso compacto enquanto que a interface entre osso cortical e trabecular pode tornar-se sobrecarregada durante uma força de tensão (BOSZKAYA et al., 2004; MAEDA et al., 2006; BAGGI et al., 2008).

O osso altera gradualmente sua morfologia na tentativa de se adaptar a um novo carregamento externo (LIN et al., 2009). Quando as tensões e deformações permanecem abaixo do limite de equilíbrio, a remodelação pode ser ativada para reduzir a força do osso, removendo parte do osso esponjoso e endocortical. Além disso, quando as deformações e tensões ultrapassam o limite, podem ocorrer fissuras ou danos, ao nível microscópico, na matriz óssea, levando eventualmente à reabsorção óssea (OKUMURA et al., 2010). No entanto, as células ósseas se acostumam a um ambiente de carga mecânica constante, tornando-se menos sensíveis a sinais de cargas rotineiras (TURNER, 1998).

Diferente dos dentes, os implantes se anquilosam ao osso circundante sem os mecanorreceptores e a função de absorção de choque, próprios do ligamento periodontal (KIM et al., 2005; DEGERLIYURT et al., 2010). Assim, frente a uma

sobrecarga, os dentes reagem se movimentando, manifestando dor e espessamento do ligamento periodontal. No caso dos implantes, pelo fato de apenas possuírem receptores de pressão no osso e concentrarem o fulcro na crista óssea, pode ocorrer afrouxamento e fratura do parafuso, pilar ou prótese e perda óssea até a falha do implante (KIM et al., 2005), causando eventualmente complicações severas (TSUGE; HAGIWARA, 2009).

Após o posicionamento do implante e sua carga inicial, o osso da crista sofre um processo de remodelação e reabsorção (DANZA et al., 2010). Este processo de modelado e remodelado no osso perimplantar pode ser influenciado pela direção, repetição e magnitude da carga biomecânica (HASAN et al., 2011a). Os fatores que podem afetar a magnitude das força nas zonas peri-implantares do osso, são a geometria, posição e número dos implantes (SAHIN et al., 2002). A aplicação de forças funcionais induz cargas e tensões no conjunto prótese-implante, afetando o processo de remodelação óssea ao redor dos implantes (BIDEZ; MISCH, 1992; SHEN et al., 2010). No entanto, os limites de tolerância fisiológica dos maxilares humanos não são conhecidos e algumas falhas de implantes podem estar relacionadas à magnitude de tensões desfavoráveis (SAHIN et al., 2002).

A transferência de forças na interfase osso-implante é um passo importante na análise global de carga, determinando o sucesso ou falha dos implantes e por conseguinte o sucesso das estruturas protéticas (KAYABAŞI et al., 2006). A carga oclusal e sua distribuição são consideradas os principais componentes que influenciam o sucesso ou falha de uma restauração sobre implantes através do tempo (BAL et al., 2013).

Quando uma carga é aplicada sobre um implante, essa carga é parcialmente transferida ao osso, com os maiores valores de tensão concentrados na região mais cervical do implante (ISIDOR, 2006). A região cervical do implante é o local onde se concentram as maiores micro-deformações, sendo independente do tipo de osso, desenho do implante, configuração da prótese e tipo de carga (KIM et al., 2005).

No carregamento clínico de um implante, a direção das forças dificilmente coincide com o longo eixo do mesmo, proporcionando uma carga oblíqua absoluta. A força oclusal é aplicada em diferentes localizações e, geralmente, numa direção que cria um braço de alavanca que causa forças de reação e momentos de flexão no osso (SMEDBERG et al., 1996; RICHTER, 1998). As tensões induzidas por

cargas oclusais são, inicialmente, transferidas do implante para o osso cervical (cortical), enquanto uma pequena quantidade de tensão remanescente é transmitida para o osso trabecular, na região apical (ASSUNÇÃO et al., 2009). O osso cortical possui módulo de elasticidade maior que o trabecular e, portanto, necessita de forças intensas para ser deformado (OLIVEIRA, 1997; YOKOYAMA et al., 2004). Assim, se os campos de tensões são uniformemente distribuídos no osso cortical podem conservar a altura do osso perimplantar (BOZKAYA et al., 2004)

Durante a mastigação, as forças axiais são distribuídas mais uniformemente pelo implante, enquanto os momentos de flexão criam gradientes de tensões no implante e osso (ESKITASCIOGLU et al., 2004; VELA-NEBOT et al., 2011). A aplicação de qualquer carga externa ao implante deve estar precedida pela montagem e travamento do pilar sobre o mesmo, conseguindo estabilizar o parafuso ao implante (WANG et al., 2009; TANG et al., 2012).

Embora haja muitos fatores mecânicos críticos relacionados à falha do implante, o tipo de carga parece ser o mais importante (LIN et al., 2005), além da direção das forças (TEPPER et al., 2002). Quando uma força excêntrica ou sobrecarga é aplicada no implante, ele é incapaz de se movimentar imediatamente fora da força, concentrando estas forças na crista do osso que o circunda (BRUNSKI, 1992). Juodzbaly et al. (2005), verificaram que a direção de carga tem maior importância na determinação dos níveis de tensão, a qual pode influir até num 85% na magnitude da tensão. Na realidade, a força oclusal quase sempre apresenta um componente transversal além do componente vertical, sendo o primeiro o que induz maior tensão durante a mastigação normal (HANSSON, 2003; TANG et al., 2012).

A colocação de um implante maxilar anterior tem maior probabilidade de produzir carga desfavorável, fora do eixo, nos casos de grande reabsorção da crista alveolar palatina após extração quando comparados com crista sem reabsorção. Quando a estética requer sobreposição dos dentes na região anterior, o carregamento fora do eixo do implante é geralmente inevitável (HSU et al., 2007).

A carga do implante e seu comportamento têm sido avaliados por meio de diferentes ensaios: tração diametral, fotoelasticidade e elementos finitos, sendo este último o mais utilizado na atualidade, principalmente, por não ser destrutivo além de sua grande precisão.

2.7 Elementos finitos

A distribuição de tensões no osso circundante é fator fundamental para o sucesso ou fracasso de um implante (VAN OOSTERWYCK et al., 1998). A determinação correta da biomecânica no tecido ósseo perimplantar é um desafio experimental que tem sido estudado por diferentes métodos da bioengenharia, incluindo testes de fotoelasticidade, “strain gauge” e análise por elementos finitos, tendo como objetivo final a avaliação do risco de reabsorção óssea que pode afetar a estabilidade da prótese durante certo período de tempo (CANULLO et al., 2011; MERIÇ et al., 2011).

Para determinar as propriedades mecânicas de osso, é usado como “padrão ouro” o teste de ensaio mecânico. Infelizmente, é um teste destrutivo e sua metodologia não é aplicável *in vivo* (VAN LENTHE et al., 2006). Nos últimos anos, com o desenvolvimento de novos desenhos de implantes, tem sido empregado o método dos elementos finitos para verificar a distribuição de forças de tensão e deformação, a partir de uma solução de equações de equilíbrio juntamente com cargas aplicadas e limitações (DETOLLA et al., 2000).

Para análise por meio de elementos finitos (EF) são empregados modelos matemáticos, que são descrições analíticas de fenômenos e processos físicos, sendo desenvolvidos utilizando suposições sobre como funciona o processo e as leis que regulam o mesmo, sendo geralmente caracterizados por equações muito complexas e / ou integrais, em domínios geometricamente complexos que descrevem o sistema (REDDY, 1993). Atualmente, o uso de um método numérico e computador para avaliar o modelo matemático de um processo e estimar as suas características é chamado de simulação numérica.

Os modelos numéricos possuem vantagens como: (REDDY, 1993)

1. A maioria dos problemas práticos envolvem domínios complicados geometria e constituição material, cargas e não-linearidades que impedem o desenvolvimento de soluções analíticas. Portanto, a única alternativa é encontrar soluções aproximadas usando métodos numéricos.

2. Um método numérico, com o uso de computador, pode ser utilizado para investigar os efeitos de vários parâmetros do sistema sobre sua resposta, para obter

melhor compreensão do sistema / processo a ser analisado. Economiza tempo e recursos materiais em comparação ao grande número de experimentos físicos necessários para obter o mesmo nível de informações.

3. É possível incluir todas as características relevantes no modelo matemático de um processo físico, sem preocupação com a solução por meio de valores exatos (REDDY, 1993).

O método dos elementos finitos é um método numérico muito eficaz aplicado a problemas do mundo real que envolvem complexas condições físicas, juntamente com a geometria e limites (REDDY, 1993). Um dado domínio é visto como um conjunto de sub-domínios, chamados elementos finitos, e sobre cada subdomínio a equação governante é aproximada por qualquer um dos métodos de variações tradicionais (LAI; LIEDER, 1987). Cada elemento finito é visto como um domínio independente por si só, onde o termo "domínio" refere-se à região geométrica sobre a qual as equações são resolvidas. Equações algébricas das regiões de interesse são desenvolvidas utilizando as equações do problema, logo, as relações de todos os elementos são montadas usando interrelações de elementos. Assim, a divisão de todo o domínio em elementos finitos não pode ser exata, introduzindo erro no domínio que está sendo modelado. Cada elemento pode adotar uma forma geométrica específica com função de tensão interna específica. Usando estas funções e a geometria de cada elemento, pode-se escrever as equações de equilíbrio entre as forças externas que atuam nos elementos e os deslocamentos dos nós (KORIOTH; VERSLUIS, 1997). Quando todas as equações tendem ao equilíbrio, é obtida a solução exata do problema (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; REDDY, 1993).

A análise por elementos finitos permite a representação precisa da geometria complexa e inclusão das diferentes propriedades dos materiais, além da representação simples da solução total final (REDDY, 1993). A discretização é a chave para substituir uma estrutura contínua que possui infinitos graus de liberdade para um modelo com finitos graus de liberdade, facilitando tanto a análise como o armazenamento do modelo (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; TEIXEIRA et al., 1998).

Podem ser classificados em elementos finitos por duas dimensões (2D), no qual a malha é triangular e possui elementos com dois graus de liberdade em cada nó e uma forma linear, ou em três dimensões (3D) apresentando malha tetraédrica

com três graus de liberdade em cada nó e forma quadrática. Esta última proporciona maior interpolação de deslocamento, obtendo-se um modelo com mais precisão na distribuição de tensão e deformação (LIN et al., 2009).

A análise por elementos finitos permite simulação tanto quantitativa como qualitativamente de ensaios mecânicos complexos, auxiliando a prevenção de falhas potenciais e deformações no osso de suporte, devido à limitação de mensuração *in vivo* (GENG et al., 2001; BAGGI et al., 2008; DING et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009).

Os modelos de elementos finitos têm sido bastante desenvolvidos na área odontológica, principalmente, para pesquisar o efeito da perda óssea frente às respostas mecânicas (AKÇA; CEHRELI, 2006; BAGGI et al., 2008; LIN et al., 2013). Assim, a análise por elementos finitos é um modelo que permite aos pesquisadores preverem a distribuição de tensões nas áreas de contato dos implantes com osso cortical e em torno do ápice do implante, no osso trabecular (KAYABAŞI et al., 2006) bem como nos componentes dos implantes. Este tipo de análise fornece uma solução aproximada na resposta das estruturas tridimensionais quando são aplicadas cargas externas (TEIXEIRA et al., 1998; JASMINE et al., 2012). Os resultados destas análises dependem de muitos fatores individuais, incluindo as propriedades das estruturas, condições de limite e definição da interfase (VAN LENTHE et al., 2006).

O sistema de elementos finitos é adequado para simular situações hipotéticas complexas, relacionadas às tensões mecânicas pela divisão do problema em um conjunto de elementos finitos menores, em que as variáveis de campo podem ser interpoladas com as funções de forma (GENG et al., 2001; BASCIFTCI et al. 2008; MERIÇ et al., 2011). Baseia-se num modelo construído pela divisão de objetos sólidos em um número de elementos discretos que são ligados a um ponto nodal comum (LAI; LIEDER, 1987). Para cada elemento são atribuídas propriedades materiais adequadas, correspondentes às propriedades da estrutura a ser modelada, considerando o módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e coeficiente de Poisson de cada material (SÜTPIDELER et al., 2004; AGGARWALL; GARG, 2011).

Este método permite simular a aplicação de carga em pontos específicos num sistema e fornece as forças resultantes nas estruturas adjacentes. Nos estudos de elementos finitos, as suposições feitas em relação à geometria, propriedades

mecânicas dos materiais, cargas e limitações aplicadas ao modelo têm um papel chave na precisão do experimento (SAAB et al., 2007). Os modelos de elementos finitos precisam de grandes esforços computacionais; no entanto, a introdução da simplificação dos modelos diminui o tempo de trabalho do computador (VAN LENTHE et al., 2006). Este método pode ser repetido quantas vezes forem necessárias porque não afeta as propriedades físicas dos materiais analisados (GAO et al., 2006) e também permite a comparação de cada uma das diferentes estruturas de apoio (ASSUNÇÃO et al., 2009). Além disso, esta análise permite a avaliação individual cuidadosa de cada componente da estrutura, a qual é impossível por métodos físicos ou técnicas mais antigas (KANBARA et al., 2012).

Os resultados da simulação podem fornecer muita informação ainda não disponível clinicamente, além de fornecer idéias novas para desenhos inovadores, reduzindo as experiências clínicas redundantes (KANBARA et al., 2012; TANG et al., 2012).

Apesar dos elementos finitos serem considerados uma ferramenta útil (GENG et al., 2001; BASCIFTI et al., 2008; HATAMLEH et al., 2011), é impossível extrapolar os dados para uma situação clínica pelas limitações destes modelos, assim, o modelo apresentado pela análise de elementos finitos é apenas uma aproximação da situação clínica.

2.8 Propriedades dos materiais e características do modelo

Na análise por elementos finitos os materiais podem ser classificados principalmente em dois grupos, materiais dúcteis e não dúcteis ou frágeis, que dependem do tipo de análise a ser desenvolvida. Os implantes, pilares, e *copings* metálicos pertencem ao primeiro grupo, sendo a tensão medida pelo ensaio de tensão equivalente Von Mises. Essa tensão é de magnitude proporcional à energia de distorção, usada em ensaios de falha de materiais dúcteis, onde é previsto que a falha independe do estado de tensão/deformação hidrostática, significando que as tensões de tração e compressão são consideradas iguais e tratadas da mesma forma (DONATO; BIANCHI, 2011). A tensão equivalente de Von Mises não deve ser utilizada para análise de osso (PETRIE; WILLIAMS, 2005). Para as análises de

osso e cerâmica, que são materiais frágeis, as tensões máxima e mínima principais são apropriadas para a avaliação (DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008).

Geralmente, na análise por elementos finitos é simulado um conjunto de forças diferentes que atuam no complexo sistema, assim há força de tração, gerada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo (ANUSAVICE, 2005). Este tipo de força tem valores positivos quando é avaliada a tensão máxima principal (MATSUNAGA et al., 2008).

A força de compressão refere-se à resistência interna quando um corpo é colocado sob uma carga que tende a comprimir ou restringir (ANUSAVICE, 2005). Os valores, quando é avaliada a tensão máxima principal são negativos (MATSUNAGA et al., 2008). Outra força que pode atuar no implante é a força de cisalhamento, que tende a resistir ao deslocamento ou movimento de uma parte do corpo sobre o outro (ANUSAVICE, 2005).

Cada material possui características próprias de elasticidade e comportamento frente a uma força. O módulo de elasticidade, ou módulo de Young, descreve a inflexibilidade ou rigidez de um material e pode ser definido como a constante de proporcionalidade de deformação de um material submetido a uma tensão específica, dentro de uma deformação elástica (ANUSAVICE, 2005; DARVELL, 2012). O coeficiente de Poisson é uma constante que possui relação com o comportamento sob tração ou compressão de um material, onde o mesmo sofre uma distensão lateral em direção perpendicular ao eixo da carga, sempre que as deformações forem pequenas (DARVELL, 2012; KANBARA et al., 2012).

A partir das propriedades elásticas os materiais podem apresentar quatro tipos de comportamentos:

- Isotrópico: as propriedades dos materiais são idênticas em todas as direções, precisando apenas de duas constantes, módulo de Young e coeficiente de Poisson (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; LIN et al., 2009).
- Anisotrópico: o material apresenta diferentes comportamentos mecânicos nas diferentes direções (GENG et al., 2001; CUPPONE et al. 2004). Apresenta 21 constantes no seu modelo constitutivo (LIN et al., 2009).
- Ortotrópico: possui dois planos ortogonais de simetria, onde as propriedades dos materiais são independentes da direção com o plano. Apresenta 9 constantes no seu modelo constitutivo (O'MAHONY et al., 2000; 2001; TAYLOR et al., 2002).

- Transversalmente isotrópico: o material apresenta as mesmas propriedades num plano e diferentes em direção normal deste plano (ex. eixo z) (KORIOTH; VERSLUIS, 1997). Seu modelo constitutivo é descrito por 5 constantes (O'MAHONY et al., 2001).

O osso apresenta um comportamento anisotrópico (TURNER et al., 1999; HUANG et al., 2008; LIAO et al., 2007; CHU et al., 2012) e viscoelástico (CUPPONE et al., 2004), contudo, a incorporação de propriedades anisotrópicas no osso tem apenas um efeito sutil sobre os resultados relacionados em termos de tensão e nível de deformação em análise de elementos finitos, comparado com a utilização de propriedades isotrópicas na estrutura óssea (O'MAHONY et al., 2001).

As 21 variáveis do comportamento anisotrópico são difíceis de serem manuseadas e distribuídas, e nem todos os valores estão disponíveis *in vivo* em cada tipo de osso (LIN et al., 2009). Para simplificar este problema, geralmente é suposto que o osso possui características ortotrópicas ou condições de isotropia transversa (LIN et al., 2009). Algumas pesquisas em elementos finitos consideram a mandíbula com propriedades de isotropia transversa, incluindo suas cinco constantes independentes (PETRIE; WILLIAMS, 2005).

A análise numérica pode ser linear ou não linear:

- Linear: Proporciona uma aproximação aceitável das características reais à maioria dos problemas. Quando uma estrutura se deforma sob uma carga, sua rigidez se altera. Se houver grande deformação, a forma pode ser alterada se a falha atingir seu limite, as propriedades do material também mudarão se a alteração da rigidez for suficientemente pequena. Contudo, nem a forma nem as propriedades do material vão mudar durante o processo de deformação se não atingir o limite (SOLIDWORKS, 2011). Assim, pelo processo de deformação, o modelo analisado vai manter sua rigidez, na forma não deformada, antes da aplicação da carga. Independente de quanto o modelo é deformado, se a carga for aplicada num único passo ou gradualmente, o modelo mantém a rigidez inicial. Assim, as equações são agrupadas e resolvidas de uma só vez, sem a necessidade de atualizar o modelo durante deformação, pois a tensão é proporcional à deformação (SOLIDWORKS, 2011).

-Não linear: No caso das análises não lineares a formulação do problema é mais complexa e exige mais tempo para a solução (KORIOTH; VERSLUIS, 1997). Esta

solução não considera a rigidez constante, ao contrário, vai se alterando durante o processo de deformação e a matriz deve ir se atualizando, aumentando assim o tempo para obter os resultados. Nem sempre a falta de linearidade têm uma única causa (KORIOTH; VERSLUIS, 1997).

A não linearidade pode ser influenciada por três fatores (KORIOTH; VERSLUIS, 1997):

- a) Propriedades do material: causada pela relação não linear tensão-deformação.
- b) Geometria: é produzida se as relações de deformação e deslocamento não são lineares com as tensões e força, conduzindo alterações no comportamento estrutural e perdendo a estabilidade.
- c) Condições de contorno: variam com o deslocamento da estrutura, sendo que muitas destas condições têm caráter descontínuo, se transformando em não linearidades mais severas.

Na análise do modelo não linear o software utilizado muda automaticamente a constante do material à medida que for aumentando as cargas (KANBARA et al., 2012). O uso de deslocamentos definidos, relacionados às aplicações de carga diferencial, precisam de uma conversão constante do material que muda as constantes em diferentes pontos de conversão de tensões com o objetivo de simular mais apropriada e precisamente o comportamento não linear (KANBARA et al., 2012).

Outro fator que influencia a análise dos elementos finitos é o tempo de carga:

- Estática: Uma carga é aplicada num ponto ou superfície num momento pontual determinado (KITAGAWA et al., 2005).
- Dinâmica: A carga é aplicada ciclicamente por um tempo e frequência determinadas. Está relacionado diretamente com a não linearidade (GENG et al., 2001).

Duyck et al. (2001) verificaram que apesar do contato osso-implante não ser significativamente diferente quando compararam as análises estáticas e dinâmicas, a perda óssea foi observada próxima aos implantes que foram carregados dinamicamente. Salientaram que a resposta dinâmica é afetada pelo tipo e magnitude de carga.

A análise dinâmica não linear é menos empregada que a estática, sendo uma

ferramenta importante para prever uma resposta mais real de implantes frente às cargas (KITAGAWA et al., 2005). Segundo Lin et al. (2009) um modelo dinâmico aumenta em 23% a tensão no osso quando comparado com um estático, devido às propriedades viscoelásticas do osso. O processo de remodelação óssea deve ser considerado como um sistema dinâmico não linear com muitos graus de liberdade, parecendo uma distribuição de densidade descontínua (XINGHUA et al., 2002).

Os ossos cortical e trabecular são frequentemente modelados com propriedades linearmente elásticas, homogêneos e isotrópicos (CATTANEO et al., 2005). A maioria dos estudos exclui os detalhes da rede trabecular devido à inabilidade para obtê-los, considerando-os como homogêneo (LIN et al., 2009; CHU et al., 2012). A vantagem de modelar detalhadamente a estrutura trabecular do osso é que em vez de assumir o volume contínuo e homogêneo, podem ser consideradas as propriedades anisotrópicas, próprias e naturais da sua estrutura (LIMBERT et al., 2010). Lin et al. (2009) relatam que a maioria dos estudos de elementos finitos assumem a osseointegração total, o que significa que o implante tem um contato de 100% com a superfície do osso, isto é, união perfeita. Contudo, esta união não é real em condições clínicas. Para evitar essa suposição incorreta existe uma variedade de algoritmos que servem para simular as diferentes condições de fricção do contato na interface osso-implante, sendo que estas características de fricção devem ser determinadas experimentalmente (HUANG et al., 2008).

2.9 Estudos de comparação

Na literatura não foram encontrados trabalhos que comparem as variáveis com implantes espiantados na região anterior da maxila. A maioria deles, são em implantes unitários ou na região posterior onde a direção de força e tipo de carga são diferentes. Assim, os estudos mais semelhantes do ponto de vista das variáveis e tipo de análise foram os de Pessoa et al. (2010), que compararam por análise de elementos finitos, três tipos de conexão de implantes: hexágono externo, hexágono interno e cone morse em implantes unitários antes e depois da osseointegração,. Nesse estudo foi verificado que a conexão dos implantes apenas influenciou nas

simulações considerando-os osseointegrados, identificando que o sistema cone morse apresentou os menores valores de tensão equivalente Von Mises.

Baggi et al. (2008) analisaram por meio de elementos finitos, cinco tipos de implantes com diferentes desenhos na região molar da maxila e mandíbula, identificando que o desenho Ankylos (cone morse) teve a melhor distribuição de tensões no osso. Além disso, salientaram que o local de posicionamento do implante e o desenho do mesmo, influíram na transmissão de cargas.

3 Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar por ensaio estático de elementos finitos tridimensionais, a distribuição de cargas em planejamentos com implantes, posicionados na região dos incisivos centrais e laterais superiores, com diferentes comprimentos (8,5 e 10 mm), diâmetros (4,0 e 3,75mm), tipos de conexão (hexágono externo e cone morse) e restaurações protéticas (metalocerâmica e em resina acrílica), por meio da análise e comparação de:

- tensões máximas e mínimas principais no osso.
- deformações máximas e mínimas principais no osso.
- tensão equivalente Von Mises nos implantes, componentes protéticos e subestrutura metálica.
- deslocamento nos diferentes planejamentos.
- modelos segundo comprimentos, conexões, posições dos implantes e tipos de restaurações.

4 Material e Método

O estudo foi desenvolvido por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos criado para comparar a deformação e distribuição de tensões nos implantes e osso circundante na região anterior da maxila.

4.1 Construção do modelo maxilar

Os modelos digitais representando a região anterior de uma maxila edêntula foram modelados por meio do software Rhinoceros 4.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA). A imagem da maxila foi obtida a partir de uma base de dados de tomografias (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Campinas, SP). Essas tomografias foram transformadas em um modelo virtual pelo software Invesalious v.3.0 (CenPRA, Campinas, SP, Brasil) para trabalhar com parâmetros anatômicos reais. Foi usado um protocolo de modelo simplificado, demarcando apenas os principais acidentes anatômicos, que é fundamental para gerar e refinar posteriormente a malha. Este modelo considerou o osso trabecular circundado por 2 mm de osso cortical tipo II de acordo com Lekholm e Zarb (129) (Fig. 1).

Figura 1 - Espessura de cortical circundando o osso trabecular

4.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos

Os modelos dos implantes e componentes protéticos (Conexão Sistemas de Prótese, Aruja, SP, Brasil) foram obtidos por um formato CAD tipo IGS e transformados num modelo com formato 3dm. Os diâmetros e comprimentos dos implantes hexágono externo (Fig. 2) e cone morse (Fig. 3) utilizados foram: 3,75 x 8,5 mm; 3,75 x 10 mm; 4,0 x 8,5 mm e 4,0 x 10 mm, com pilares protéticos Microunit (Conexão Sistemas de Prótese, Aruja, SP, Brasil) (Fig. 4).

Figura 2 - Desenho inicial do implante com conexão hexágono externo.

Figura 3 - Desenho inicial do implante com conexão cone-morse.

Figura 4 - Desenhos dos implantes com pilares Microunit. A. Implante tipo cone morse; B. Implante tipo hexágono externo.

Os implantes foram posicionados na mesma localização original dos dentes naturais na maxila, na região dos dentes 12 e 22, para confecção de prótese fixa implantossuportada com pântico na região dos incisivos centrais (Fig. 5), e dos dentes 11 e 21, com prótese fixa cantilever nos incisivos laterais (Fig. 6).

Figura 5 - Modelo maxilar de prótese fixa convencional com os implantes posicionados na região dos dentes 12 e 22.

Figura 6 - Modelo maxilar de prótese em cantilever com os implantes posicionados na região dos dentes 11 e 21.

Uma estrutura metálica com uma área de conexão de 2,1 cm de altura foi criada para unir os retentores aos pânticos das próteses metalocerâmicas (Fig. 7), fornecendo rigidez e resistência, além de simular uma situação clínica.

Figura 7 – A. Estrutura metálica do retentor e pântico; B. Estrutura metálica recoberta com cerâmica

Para construir digitalmente os pânticos e cantilever dos modelos protéticos foi utilizada uma área de união no sentido inciso-cervical, entre os incisivos laterais e os centrais, de 3,3mm (Fig. 8A) e entre os centrais uma área união de 5,2mm (Fig. 8B). Todos os pilares estavam conectados ao implante por um parafuso interno, considerando uma adaptação perfeita e 100% de união.

As restaurações protéticas de resina acrílica e cerâmica foram modeladas usando os modelos das coroas dos dentes naturais e consideradas cimentadas no pilar do implante. A espessura da cerâmica foi de aproximadamente 1,5 cm na face vestibular e 0,5 cm na face palatina.

Figura 8 – Regiões de união no sentido inciso-cervical entre as restaurações. A. Incisivo lateral; B. Incisivo central.

Os implantes hexágono externo foram posicionados ligeiramente supra-ósseo (Fig. 9A) e os cone-morse foram ao nível do osso (Fig. 9B). Na análise por elementos finitos não foi considerada a influência do posicionamento da gengiva.

Figura 9 – Posicionamento dos implantes segunda conexão. A. Conexão hexágono externo; B. Conexão cone morse.

Todos os modelos foram simplificados e discretizados, com alterações mínimas nas configurações. A seguir, os modelos foram exportados em formato STEP para análise numérica computacional pelo método dos elementos finitos. Os modelos gerados foram analisados numericamente pelo software ANSYS Workbench (versão 14.5; ANSYS, Canonsburg, PA) em três etapas:

4.3 Pré-processamento

Nesta etapa é incluída a definição das propriedades dos materiais, geração de malha, tipo de carga e limites dos modelos.

4.3.1 Propriedades dos materiais: Os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos, sendo configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson com base na literatura (Tabela 2). Na interface *coping*-pilare não foi considerado o cimento pela sua espessura ser muito delgada e não influenciar nos resultados.

Tabela 1 - Valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson utilizados.

Material	Modulo Young (GPa)	Coef. Poisson
Ti-6Al-4V	110*	0,33*
Osso cortical	13,7**	0,3**
Osso trabecular	0,5***	0,3***
Liga Co-Cr	218*	0,33*
Cerâmica feldespática	61,2****	0,19****
Acrílico termopolimerizável	2,55*****	0,3*****

* Geng et al., 2001; ** Lee et al., 2012; ***Baggi et al., 2013; **** Kayabaşı et al., 2006; *****Bertassoni et al., 2008

4.3.2 Geração de malha: A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós, controlados por meio do refinamento nas regiões de maior interesse, isto é, osso perimplantar e componentes da prótese implantossuportada. Foi utilizada uma hemiarcada de modelo maxilar para facilitar a análise pelo software utilizando, posteriormente, a função de espelho cujo eixo de simetria da outra hemiarcada foi o eixo sagital que passa pela face mesial do incisivo central.

4.3.3 Condições de carga: As próteses em resina acrílica e metalocerâmica cimentadas foram simuladas com aplicação de carga oblíqua estática de 150 N e 45° em relação ao longo eixo do implante, aplicada no cingulo, face palatina, dos quatro incisivos, sendo 37,5 N em cada elemento dental, de acordo com Hasan et al. (2011a; 2011b) (Fig. 10).

Figura 10 - Local da aplicação da carga nos dentes da região anterior (hemiarcada).

4.3.4 Limites: Todos os contatos entre as superfícies foram considerados justapostos, isto é sem fricção: contatos osso-implante, implante-pilar, pilar-*coping*, *coping*-restauração protética e pilar-restauração protética. O implante foi considerado completamente osseointegrado.

4.4 Processamento

Foram simulados dezesseis modelos diferentes com relação aos diferentes diâmetros, comprimentos, posicionamentos, tipos de implantes e de material da restauração protética (Tabela 2). Todos os pilares protéticos utilizados nos modelos foram do tipo Microunit.

Tabela 2 - Distribuição e características dos grupos analisados.

Prótese	Incisivos	Implante	Comprimento (mm)	Nº nós	Nº elementos
Metalocerâmica	Central (4,0 mm)	Cone Morse	8,5	576106	399059
			10	821901	580084
		Hexágono externo	8,5	1178355	818889
			10	545765	377125
	Lateral (3,75 mm)	Cone Morse	8,5	1151707	814991
			10	1133497	798621
		Hexágono externo	8,5	1050788	741789
			10	1107091	779290
Resina acrílica	Central (4,0 mm)	Cone Morse	8,5	463053	316693
			10	496978	340753
		Hexágono externo	8,5	466825	321816
			10	623328	426978
	Lateral (3,75 mm)	Cone Morse	8,5	496118	338115
			10	511662	348869
		Hexágono externo	8,5	471129	322093
			10	540574	370105

4.5 Pós-processamento e análise dos resultados

Foram analisadas as tensões e deformações máximas e mínimas principais, tensões equivalentes de Von Mises e o deslocamento de cada modelo, tanto com restauração metalocerâmica quanto em resina acrílica. Implantes, componentes protéticos, *copings* e restaurações protéticas foram analisados com tensão equivalente Von Mises, enquanto as tensões perimplantares no osso cortical e na região apical do osso trabecular foram analisadas por tensões e deformações máximas e mínimas principais. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores para a comparação, descrevendo as imagens das condições experimentais tanto quantitativa como qualitativamente. Todas as escalas gráficas foram padronizadas.

5 Resultados

5.1 Tensões máxima e mínima principais

Os valores e localização das tensões máximas e mínimas principais são apresentados nas tabelas 3 e 4, respectivamente.

Tabela 3- Valores e localização da tensão máxima principal segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Tensão Máxima (MPa)	Localização Osso cortical
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	9,85* 10,94	MC: - Pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D)
		4 x 10	12,73 15,07	MC: - Entre pescoço e 1º rosca (D-P) RA: - Entre o pescoço e a 1º rosca (D)
	Hexágono Externo	4 x 8,5	16,44 19,26	MC: - Início do pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D-P)
		4 x 10	22,20 25,27	MC: - Início do pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D-P)
Incisivo Lateral	Cone Morse	3,75 x 8,5	26,30* 29,27*	MC: - Início do pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D-P)
		3,75 x 10	30,94 31,56	MC: Entre início do pescoço e a 1º rosca (D-P) RA: - Entre o pescoço e a 1º rosca (D-P)
	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	35,56 27,00	MC: - Início do pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D-P)
		3,75 x 10	38,68 33,03	MC: - Início do pescoço (D-P) RA: - Início do pescoço (D-P)

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; D: Distal; D-P: Disto-palatino

* valor máximo real.

Os valores máximos das escalas nos implantes cone morse 4 x 8,5mm (MC) e 3,75 x 8,5mm (ME e RA) não foram considerados pela pequena representatividade de elementos que atingiram esses valores.

Tabela 4- Valores e localização da tensão mínima principal segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Tensão Mínima (MPa)	Localização Osso cortical
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	17,30 18,77	MC: - Início do pescoço (V) RA: - Início do pescoço (V)
		4 x 10	16,73 17,71	MC: - Entre a 1º e 2º rosca (vestibular) RA: - Entre a 1º e 2º rosca (vestibular)
	Hexágono Externo	4 x 8,5	35,03 38,79	MC: - Início do pescoço (V) RA: - Início do pescoço (V)
		4 x 10	39,66 44,29	MC: - Início do pescoço (V) RA: - Início do pescoço (V)
		3,75 x 8,5	43,21 53,12	MC: - Início do pescoço (M-V) RA: - Início do pescoço (M-V)
		3,75 x 10	52,42 47,33	MC: - Início do pescoço (M-V) RA: - Início do pescoço (M-V)
Incisivo Lateral	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	65,09 54,43	MC: - Início do pescoço (M-V) RA: - Início do pescoço (M-V)
		3,75 x 10	69,69 58,98*	MC: - Início do pescoço (M-V) RA: - Início do pescoço (M-V)

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; V: Vestibular; M-V: méso-vestibular.

* valor máximo real.

Os valor máximo da escala no implante hexágono externo 3,75 x 10mm (RA) não foi considerado pela pequena representatividade de elementos que atingiram esse valor.

Os gráficos das figuras 11 e 12 ilustram os resultados apresentados nas tabelas 3 e 4.

Figura 11 - Gráfico das tensões máximas e mínimas principais em implantes de 4mm de diâmetro e prótese cantilever metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

Figura 12 - Gráfico das tensões máximas e mínimas principais em implantes de 3,75mm de diâmetro e prótese fixa convencional metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

5.1.1 PRÓTESE FIXA EM CANTILEVER

As figuras 13-20 ilustram a localização das tensões máximas e mínimas principais em próteses fixas cantilever metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.1.1.1 Cone morse

Figura 13 – Tensão máxima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 16 – Tensão mínima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.1.1.2 Hexágono externo

Figura 17 – Tensão máxima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 18 – Tensão mínima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 19 – Tensão máxima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 20 – Tensão mínima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.1.2 PRÓTESE FIXA CONVENCIONAL

As figuras 21-28 ilustram a localização das tensões máximas e mínimas principais em próteses fixas convencionais metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.1.2.1 Cone morse

Figura 21 – Tensão máxima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 22 – Tensão mínima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.1.2.2 Hexágono externo

Figura 25 – Tensão máxima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 26 – Tensão mínima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 27 – Tensão máxima principal com implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista vestibulo-palatina; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 28 – Tensão mínima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.2 Deformações máxima e mínimas principais

Os valores e localização das deformações máximas e mínimas principais são apresentados nas tabelas 5 e 6, respectivamente.

Tabela 5- Valores e localização da deformação máxima principal segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Deformação Máxima ($\mu\epsilon$)	Localização Osso trabecular
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	3179 3171	MC: - 1/3 médio do implante (V) RA: - Interface com osso cortical
		4 x 10	2884* 2718*	MC: - 1/3 apical do implante (V) RA: - 1/3 apical do implante (V)
	Hexágono Externo	4 x 8,5	2998 2898	MC: - 1/3 médio do implante (V) RA: - 1/3 médio do implante (V)
		4 x 10	2965 2172*	MC: - 1/3 apical do implante (V) RA: - 1/3 apical do implante (V)
		3,75 x 8,5	3316* 4222	MC: - 1/3 apical do implante (V) RA: - 1/3 apical do implante (V)
		3,75 x 10	3620* 3198*	MC: - 1/3 apical do implante (V) RA: - 1/3 apical do implante (V)
Incisivo Lateral	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	2544* 3338*	MC: - Interface osso cortical RA: - Interface osso cortical
		3,75 x 10	2463* 2501*	MC: - 1/3 apical do implante (V) RA: - 1/3 apical do implante (V)

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; V: Vestibular.

* valor máximo real.

Os valores máximos das escalas nos implantes cone morse 4 x 10mm (MC e RA), 3,75 x 8,5mm (MC), 3,75 x 10mm (MC e RA) e hexágono externo 4 x 10mm (RA), 3,75 x 8,5mm (ME e RA) e 3,75 x 10mm (ME e RA), não foram considerados pela pequena representatividade de elementos que atingiram esses valores.

Tabela 6- Valores e localização da deformação mínima principal segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Deformação Mínima ($\mu\epsilon$)	Localização Osso
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	2050* 2483	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V)
		4 x 10	3652* 4150	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V)
	Hexágono Externo	4 x 8,5	2402* 2732	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Trabecular, no 1/3 médio e apical do implante (V)
		4 x 10	3183* 3688*	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V)
		3,75 x 8,5	4046 3763	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Cortical, pescoço do implante (V)
		3,75 x 10	3556* 3076*	MC: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V) RA: - Trabecular, no 1/3 apical do implante (V)
Incisivo Lateral	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	4123 3528	MC: - Cortical, pescoço do implante (V) RA: - Cortical, pescoço do implante (V)
		3,75 x 10	3584 3225*	MC: - Cortical, pescoço do implante (V) RA: - Cortical, pescoço do implante (V)

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; V: Vestibular.

* valor máximo real.

Os valores máximos das escalas nos implantes cone morse 4 x 8,5mm (MC), 4 x 10mm (MC), 3,75 x 10mm (MC e RA) e hexágono externo 4 x 8,5 mm (MC), 4 x 10mm (MC e RA) e 3,75 x 10mm (RA), não foram considerados pela pequena representatividade de elementos que atingiram esses valores.

Os gráficos das figuras 29 e 30 ilustram os resultados apresentados nas tabelas 5 e 6.

Figura 29 - Gráfico das deformações máximas e mínimas principais em implantes de 4mm de diâmetro e prótese cantilever metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

Figura 30 - Gráfico das deformações máximas e mínimas principais em implantes de 3,75mm de diâmetro e prótese fixa convencional metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

5.2.1 PRÓTESE FIXA CANTILEVER

As figuras 31-38 ilustram a localização e escala das deformações máximas e mínimas principais em próteses fixas cantilever metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.2.1.1 Cone morse

Figura 31 – Deformação máxima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 32 – Deformação mínima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 33 – Deformação máxima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 34 – Deformação mínima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.2.1.2 Hexágono externo

Figura 35 – Deformação máxima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 36 – Deformação mínima principal com implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 37 – Deformação máxima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 38 – Deformação mínima principal com implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.2.2 PRÓTESE FIXA CONVENCIONAL

As figuras 39-46 ilustram a localização e escala das deformações máximas e mínimas principais em próteses fixas convencionais metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.2.2.1 Cone morse

Figura 39 – Deformação máxima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 40 – Deformação mínima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 41 – Deformação máxima principal com implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 42 – Deformação mínima principal com implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.2.2.2 Hexágono externo

Figura 43 – Deformação máxima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 44 – Deformação mínima principal com implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 45 – Deformação máxima principal com implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

Figura 46 – Deformação mínima principal com implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista palato-vestibular; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista superior.

5.3 Tensões equivalente de Von Mises

Os valores e localização das tensões equivalentes de Von Mises são apresentados na tabela 7.

Tabela 7- Valores e localização da tensão equivalente Von Mises segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Tensão máxima Von Mises (MPa)	
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	Restaurações	
			MC	RA
		4 x 8,5	105,32*	141,60
		4 x 10	112,43*	183,83
	Hexágono Externo	4 x 8,5	112,46	77,84
		4 x 10	119,20	75,74*
Incisivo Lateral	Cone Morse	3,75 x 8,5	313,81	339,21
		3,75 x 10	324,86	344,96
	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	111,57	114,89
		3,75 x 10	114,77	118,86

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; * valor máximo real.

Os valores máximos das escalas nos implantes cone morse 4 x 8,5mm (MC), 4 x 10mm (MC) e hexágono externo 4 x 10mm (RA) não foram considerados pela pequena representatividade de elementos que atingiram esses valores.

Os gráficos das figuras 47 e 48 ilustram os resultados apresentados na tabela 7.

Figura 47 - Gráfico das tensões máximas equivalentes de Von Mises em implantes 4mm de diâmetro e prótese cantilever metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

Figura 48 - Gráfico das tensões máximas equivalentes de Von Mises em implantes de 3,75mm de diâmetro e prótese fixa convencional metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

5.3.1 PRÓTESE FIXA CANTILEVER

As figuras 49-52 ilustram a localização das tensões equivalentes Von Mises em próteses fixas cantilever metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.3.1.1 Cone morse

Figura 49 – Tensão equivalente Von Mises em implantes 4 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista lateral; A₂ e B₂: Vista frontal; A₃ e B₃: Vista posterior; A₄ e B₄: Junção implante-pilar; A₅ e B₅: Vista superior; B₆ Vista frontal do pilar.

Figura 50 – Tensão equivalente Von Mises em implantes 4 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista frontal; A₂ e B₂: Vista lateral; A₃ e B₃: Vista posterior; A₄ e B₄: Junção implante-pilar; B₅: Vista frontal do pilar.

No planejamento com implantes cone morse com 4mm de diâmetro e 8,5 e 10mm de comprimento e prótese fixa cantilever metalocerâmica houve concentrações de tensões equivalentes Von Mises na parte interna do implante em contato com o pescoço na vestibular do pilar (8,5mm= 105,32 MPa e 10mm= 141,6 MPa), nas regiões palatina (8,5mm= 95 MPa e 10mm= 108 MPa) e vestibular (8,5mm= 81 MPa e 10mm= 81 MPa) no conector metálico, entre o retentor e o pântico cantilever e na porção disto-vestibular do pilar (8,5mm= 50 MPa e 10mm = 92 MPa).

Nas restaurações em resina acrílica foi observado concentração de tensões também na parte interna do implante (8,5mm= 141,6 MPa e 10mm= 183,83 MPa), na porção disto-vestibular do pilar (8,5mm= 97 MPa e 10mm= 129 MPa) e na união do corpo com as roscas do pilar (8,5mm= 17 MPa e 10mm= 23 MPa).

5.3.1.2 Hexágono externo

Com implantes hexágono externo (4mm de diâmetro) as tensões equivalentes Von Mises se concentraram nas porções palato-inferior (8,5mm= 112,46 MPa e 10mm= 119,2 MPa) e vestibulo-superior (8,5mm= 97 MPa e 10mm= 97 MPa) do conector metálico que une o retentor ao pântico cantilever, no pilar, na porção disto-vestibular (8,5mm= 56 MPa e 10mm= 34 MPa) da união com o pescoço do implante e no corpo (8,5mm= 27 MPa e 10mm= 27 MPa) e roscas (8,5mm= 15 MPa e 10mm= 15 MPa) do parafuso do pilar. Já com restaurações em resina acrílica houve concentração de tensões nos implantes com 8,5mm de comprimento na união entre o pescoço do implante e o pilar (77,84 MPa), entre as 1º e 2º roscas do implante, plataforma do pilar (63MPa) e no corpo (40 MPa) e roscas (15 MPa) do parafuso do pilar. Com os de 10mm ocorreu na porção disto-vestibular da plataforma do pilar (75,74 MPa) e no corpo (32 MPa) e roscas (15 MPa) do parafuso do pilar.

5.3.2 PRÓTESE FIXA CONVENCIONAL

As figuras 53-56 ilustram a localização e escala das tensões equivalentes Von Mises em próteses fixas convencionais metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.3.2.1 Cone morse

Figura 53 – Tensão equivalente Von Mises em implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista lateral; A₂ e B₂: Vista frontal; A₃ e B₃: Vista posterior; A₄, A₅, B₄ e B₅: União pilar-implante.; B₆: Vista frontal do pilar.

Figura 54 – Tensão equivalente Von Mises em implantes 3,75 x 10mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista lateral; A₂ e B₂: Vista frontal; A₃ e B₃: Vista posterior; A₄, e B₄: União pilar-implante.; B₅: Vista frontal do pilar.

Nos implantes cone morse com 3,75mm de diâmetro e prótese fixa convencional ocorreu concentração de tensões equivalentes Von Mises nas mesmas localizações em ambos comprimentos e materiais de prótese. Na parte mésio-vestibular do implante em contato com o pilar (8,5mm= 313,81 MPa e 339,21 Mpa, respectivamente para restaurações metalocerâmica (MC) e resina acrílica (RA); e 10mm= 324,86 MPa (MC) e 334,96 MPa (RA)) e no pilar.

5.3.2.2 Hexágono externo

Figura 57 – Tensão equivalente Von Mises em implantes 3,75 x 8,5mm. A. Restauração metalocerâmica; B. Restauração em resina acrílica; A₁ e B₁: Vista lateral; A₂ e B₂: Vista frontal; A₃ e B₃: Vista posterior; A₄ e B₄: Vista frontal do pilar; A₅ e B₅: União pilar-implante, vista superior; B₆:

No planejamento com implantes hexágono externo com 3,75mm de diâmetro houve concentração de tensões equivalentes Von Mises em diferentes localizações, de acordo com o comprimento dos implantes e tipos de material para confecção da prótese.

Implantes com 8,5mm: Com as próteses metalocerâmica ocorreu concentração de tensões na porção mesio-vestibular, entre as 2º e 3º roscas (111,57 MPa), no pilar (37 MPa) e no corpo (34 MPa) e roscas (32 MPa) do parafuso do pilar. Enquanto com as restaurações em resina acrílica foi na porção mesio-vestibular entre a 1º e 2º roscas (114,89 MPa), na plataforma (81 MPa) e corpo (45 MPa) e roscas (27 MPa) do parafuso do pilar.

Implantes com 10mm: Tanto com próteses metalocerâmica quanto com próteses em resina acrílica, as tensões foram detectadas na porção mesio-vestibular entre a 1º e 2º rosca (MC= 114,77 MPa e RA= 118,96 MPa), nas porção mesio-vestibular (MC= 100 MPa e RA= 83 MPa) e disto-palatina (MC= 79 MPa, RA= 56 MPa) entre as 2º e 3º roscas e no corpo (MC=34 MPa, RA= 62 MPa) e roscas (MC=32 MPa, RA= 40 MPa) do parafuso do pilar.

5.4 Deslocamento

Os valores e localização do deslocamento são apresentados na tabela 8.

Tabela 8- Valores e localização do deslocamento segundos modelos.

Posição Dente	Tipo de conexão	Dimensão Implante (mm)	Deslocamento (mm)	Localização
Incisivo Central	Cone Morse	4 x 8,5	0,024 0,019 0,427	MC: Distal do IL MC: Incisal do IC RA: Disto-cervical do IL
		4 x 10	0,026 0,02 0,429	MC: Distal do IL MC: Incisal do IC RA: Disto-cervical do IL
	Hexágono Externo	4 x 8,5	0,024 0,019 0,427	MC: Distal do IL MC: Incisal do IC RA: Disto-cervical do IL
			0,025 0,019 0,426	MC: Distal do IL MC: Incisal do IC RA: Disto-cervical do IL
		4 x 10	0,061 0,027 0,254 0,028	MC: Incisal do IC MC: Distal do IL RA: Mesio-incisal do IC RA: Distal do IL
			0,061 0,027 0,254 0,028	MC: Incisal do IC MC: Distal do IL RA: Mesio-incisal do IC RA: Distal do IL
Incisivo Lateral	Hexágono Externo	3,75 x 8,5	0,031 0,014 0,13* 0,018	MC: Incisal do IC MC: Distal do IL RA: Mesio-incisal do IC RA: Distal do IL
		3,75 x 10	0,031 0,014 0,13* 0,019	MC: Incisal do IC MC: Distal do IL RA: Mesio-incisal do IC RA: Distal do IL

MC: Metalocerâmica; RA: Resina acrílica; IC: Incisivo central; IL: Incisivo lateral.

* valor máximo real.

Os valores máximos das escalas nos implantes cone morse 3,75 x 8,5mm (RA) e 3,75 x 10mm (RA) não foram considerados pela pequena representatividade de elementos que atingiram esses valores.

Os gráficos das figuras 57 e 58 ilustram os resultados apresentados na tabela 8.

Figura 57 - Gráfico do deslocamento mais representativo em implantes de 4mm de diâmetro e prótese cantilever metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

Figura 58 - Gráfico do deslocamento mais representativo em implantes de 3,75mm de diâmetro e prótese fixa convencional metalocerâmica (MA) e resina acrílica (RA).

5.4.1 PRÓTESE FIXA CANTILEVER

As figuras 59-62 ilustram a localização e padrão de deslocamento em próteses fixas cantilever metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.4.1.1 Cone morse

Figura 59 – Deslocamento com implantes 4 x 8,5mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

Figura 60 – Deslocamento com implantes 4 x 10mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

5.4.1.2 Hexágono externo

Figura 61 – Deslocamento com implantes 4 x 8,5mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

Figura 62 – Deslocamento com implantes 4 x 10mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

5.4.2 PRÓTESE FIXA CONVENCIONAL

As figuras 63-66 ilustram localização e padrão de deslocamento em próteses fixas convencionais metalocerâmica e em resina acrílica com implantes cone morse e hexágono externo de diferentes comprimentos.

5.4.2.1 Cone morse

Figura 63 – Deslocamento com implantes 3,75 x 8,5mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

Figura 64 – Deslocamento com implantes 3,75 x 10mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

5.4.2.2 Hexágono externo

Figura 65 – Deslocamento com implantes 3,75 x 8,5mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

Figura 66 – Deslocamento com implantes 3,75 x 10mm. A - Prótese metalocerâmica; B – Prótese em resina acrílica

6 Discussão

A redução das tensões no osso que circunda os implantes é um dos objetivos de maior importância na implantodontia (CHUN et al., 2002), pois a interface osso-implante é considerada a região mais vulnerável mecanicamente do sistema prótese-implante (OLIVEIRA, 1997). O fator crítico, no sucesso ou falha de um implante, é a maneira pela qual as tensões são transferidas ao osso circundante (KAYABASI et al., 2006). Além disso, a região anterior da maxila é considerada, biomecanicamente, a área mais frágil da cavidade bucal, e esteticamente, a de maior importância; portanto é necessário unir esses fatores no momento de avaliar as diferentes opções de tratamento (BAL et al., 2013). Assim, para conseguir o sucesso de um tratamento com próteses implantossuportadas é necessário a compreensão dos princípios biomecânicos básicos em conjunto com as exigências funcionais e estéticas do paciente.

Com a contínua alteração dos desenhos dos sistemas de implantes, tem sido difícil calcular as tensões geradas no osso ao redor dos implantes nas diferentes situações clínicas (TANG et al., 2012). A biomecânica é distinta nos tratamentos porque cada desenho de implante e pilar distribuem de maneira diferente as tensões na interface osso-implante durante a função, podendo contribuir para a perda da crista óssea (SEVIMAY et al., 2005a; HASAN et al., 2011b).

Neste trabalho as tensões foram analisadas tridimensionalmente por meio de elementos finitos porque este método permite a obtenção de resultados mais realistas em relação aos detalhes e locais de posicionamento dos implantes, além de possuir maior precisão na distribuição de tensões e deformações (BAGGI et al., 2008; LIN et al., 2009; MERIÇ et al., 2012; KANBARA et al., 2012). A análise por meio de elementos finitos fornece detalhes das tensões no osso que seriam impossíveis de obter *in vivo* (FIELD et al., 2012). O modelo em três dimensões permite analisar com maior precisão os tecidos bucais com morfologia complexa e irregular (WAKABAYASHI et al., 2008). Apesar disso, os resultados analíticos dos modelos de elementos finitos dependem, na sua maioria, da exatidão dos modelos desenvolvidos, os quais devem ser modelados o mais semelhantes possível ao objeto real (BRUNSKI, 1992; JASMINE et al., 2012); por isso, os modelos empregados neste estudo visaram cumprir os parâmetros mais reais dentro do possível.

Para uma configuração de implante com tamanho específico, os padrões de distribuição e magnitude da tensão no osso e implante podem variar, dependendo da direção e angulação em que o implante for inserido, influenciando assim na biomecânica (QIAN et al., 2009). Apesar dos implantes usados apresentarem configuração externa, diâmetro e comprimento diferentes, foram inseridos em locais padronizados, com a mesma angulação na maxila, pois, aumentando em 5% a inclinação do implante aumenta também 5% seu torque (WEINBERG, 2001). A anatomia e contorno dos incisivos foram mantidos como os dos dentes naturais.

A malha foi refinada para a obtenção de todas as interações relevantes na interface criada entre o implante e osso perimplantar, de acordo com o estudo de Danza et al. (2010). O número de nós e elementos utilizados estavam numa faixa entre 463.063-1.178.355 e 316.693-818.889, respectivamente, os quais foram maiores quando comparado com a literatura. Provavelmente, esta grande quantidade está relacionada ao tamanho da região a ser analisada, tanto das roscas quanto da geometria do implante, usando mais elementos de menor tamanho, além de uma quantidade de elementos para a transição de elementos menores para os maiores. Apesar disso, o refinamento controlado da malha nos locais de interesse, implante e osso perimplantar, contribuiu para manter uma quantidade baixa de elementos.

A maioria dos estudos de implantes analisados por elementos finitos, consideram que a osseointegração da interface osso-implante é de 100%, isto é, união perfeita entre os ossos trabecular e cortical com o implante (GENG et al., 2001). Contudo, este critério é questionado por Lin et al. (2009) que afirmam não ser real em condições clínicas. Segundo, Brunski (1992) há vários locais onde as roscas têm contato com material não calcificado, provavelmente espaços medulares, que influenciarão no suporte fornecido ao implante. No entanto, pelo fato de ser considerada uma análise linear, a interface osso-implante foi considerada de 100% para simplificação da avaliação computacional.

Apesar da região anterior da maxila apresentar, predominantemente, osso tipo III (WAKIMOTO et al., 2012), segundo Baggi et al. (2013) os trabalhos de pesquisa devem considerar, inicialmente, modelos em condições ótimas. Neste estudo foi assumido um osso tipo II, com uma cortical de 2 mm e módulo de elasticidade para esse tipo específico, porque não tem sido reportado problemas com implantes neste

tipo de osso (KITAMURA et al., 2004), e o interesse deste trabalho foi avaliar a situação em implantes estáveis. Embora a classificação de Lekholm e Zarb (1985) seja questionada por Wakimoto et al. (2012), pela ausência de valores da densidade mineral do osso trabecular, Winter et al. (2011) afirmaram que é suficiente para estudos com propósitos clínicos.

O osso trabecular foi considerado homogêneo pelas limitações tecnológicas na modelagem do padrão trabecular. Os estudos de análise por meio de elementos finitos não consideram a rede de trabeculado ósseo, pela incapacidade de determinar o padrão trabecular (GENG et al., 2001). A hipótese de osso homogêneo pode ser empregada em estudos computacionais para evidenciar resultados clinicamente significativos em avaliações comparativas de tensões (BAGGI et al., 2013).

O ensaio foi realizado por meio de análise estática, considerando que os materiais linearmente elásticos necessitam de grandes esforços computacionais para realizar uma análise dinâmica, assim como, grande período de tempo.

Como as características anisotrópicas do osso maxilar não são descritas na literatura (SAAB et al., 2007), os ossos cortical e trabecular foram considerados com propriedades isotrópicas. Os estudos de elementos finitos empregam comportamento isotrópico para evidenciar efeitos qualitativos na região da interface, sendo considerado aceitável (BRUNSKI, 1992). O osso além de ser considerado anisotrópico, não homogêneo, e com comportamento não linear, apresenta o mecanismo de remodelação (BAGGI et al., 2013). Apesar do conhecimento destas características no delineamento das propriedades e comportamento dos materiais, deve-se considerar a capacidade dos equipamentos computacionais para execução do ensaio.

Na aplicação de carga não devem ser consideradas as cargas axiais ou horizontais, mas sim uma combinação das mesmas representando uma situação real, isto é, direção oblíqua, pois o tipo de carga influencia os padrões de tensões desenvolvidas (ESKITASCIIOGLU et al., 2004).

Neste estudo, tanto a espessura do cimento como sua distribuição de tensões foram consideradas insignificantes, razão pela qual foi empregada uma união perfeita *coping*-pilare, como nos estudos de Sevimay et al. (2005a) e Meriç et al.

(2012), os quais observaram que a reduzida espessura de cimento não influenciou na distribuição de tensões.

O material de implantes, componentes protéticos e *copings* é considerado dúctil, por isso foi realizada a análise com tensão equivalente Von Mises (AKÇA; IPLIKCIOGLU, 2001; TANG et al., 2012). Como o osso, é considerado um material frágil, foram analisadas as tensões máxima e mínima principais na região perimplantar do osso cortical e apical do trabecular, como nos estudos de Baggi et al. (2008), Tabata et al. (2010) e Gurgel-Juarez et al. (2012). A fratura ou falha de um material frível, como o osso, é normalmente determinada pela distribuição de tensões máximas principais (WILLIAMS et al., 1990). Contudo, Danza et al. (2010) e Lin et al. (2013) salientaram que a análise de tensão na matriz óssea deve ser feita por meio de tensão equivalente Von Mises, justificando que como o osso apresenta características viscoelásticas deve ser considerado como material dúctil. Lin et al. (2013) afirmaram que é vantajoso empregar o índice Von Mises porque é uma escala designada para quantificar tensões sem orientação, auxiliando o clínico a prever onde ocorrem as concentrações de tensões (LIN et al., 2013). Contudo, o critério de tensão equivalente de Von Mises deve ser utilizado apenas para materiais dúcteis como a maioria dos metais (CHEN; LUI, 2005), os quais possuem uma mecânica de falha diferente à óssea, sendo menos sensíveis às tensões de tração (BIDEZ; MISCH, 1992).

Os valores de deformação máxima e mínima principal no osso também foram analisados para verificar se estavam dentro dos padrões fisiológicos definidos na literatura. A tensão foi avaliada nos planos sagital e frontal, com valores negativos correspondentes à compressão e positivos à tração, de acordo com o estudo de Matsunaga et al. (2008).

A tração máxima no osso foi observada sempre na direção distal ou disto-palatina, enquanto a compressão máxima foi na direção vestibular ou mesio-vestibular. Pellizer et al. (2011) salientaram que as áreas de compressão são observadas no lado oposto da aplicação da carga, neste estudo as áreas de compressão e tração foram observadas sempre no osso cortical e, na maioria das vezes, em contato com o pescoço do implante, estando de acordo com os estudos de Pierrisnard et al. (2003), Petrie e Williams (2005), Pellizzer et al., (2011) e Lee e Lim (2012). As tensões são concentradas no osso cortical porque o fulcro do

implante situa-se na crista óssea (PITA et al., 2011), além disso, o osso cortical pode resistir às tensões mais favoravelmente por ser mais compacto e duro, diferente do osso trabecular, que é mais poroso e frágil (KIM et al., 2005). Quando uma carga é aplicada sobre um implante, a carga é parcialmente transferida ao osso, concentrando as maiores tensões na região mais cervical do implante. Este fenômeno deve-se a um dos princípios da engenharia, pois quando uma carga é aplicada entre dois materiais, as tensões são maiores no ponto inicial dos mesmos (ISIDOR, 2006).

Em todos os modelos foram observados valores maiores de compressão máxima que de tração máxima no osso cortical, concordando com Baggi et al. (2008) e Hsu et al. (2007). Isso pode ser explicado pela direção do vetor que tende a comprimir o implante contra o osso na região vestibular, pois o osso cortical pode resistir favoravelmente às tensões compressivas, assimilando-as da melhor maneira (OLIVEIRA, 1997; KIM et al., 2005). A compressão tem uma tendência de manter a integridade da interface osso-implante, enquanto a tração pode causar uma separação dessa interface, sendo a mais destrutiva (BIDEZ; MISCH, 1992).

Tada et al. (2003), Pellizer et al. (2011) e de Carvalho et al. (2012) destacaram que os implantes de menor comprimento geram maiores tensões na interface osso-implante devido à menor área de contato. Lee e Lim (2012) salientaram que a escolha ótima é o implante de maior comprimento que a anatomia permita, pois verificaram que modelos de implantes unitários com 8,5mm de comprimento produziram maiores tensões que implantes de 10mm.

Neste estudo, tanto nos modelos com prótese em cantilever quanto nos com prótese fixa convencional e restaurações metalocerâmicas, as maiores tensões de compressão e tração máximas no osso foram observadas com implantes de 10mm, com exceção do implante cone morse 4 x 10mm que foi apenas 0,5 MPa menor que o de 8,5mm; portanto, essa pequena diferença pode ser ignorada. Resultados semelhantes foram verificados por Pierrisnard et al. (2003), com maiores tensões no osso em implantes de 10mm de comprimento que nos de 8 e 9mm. Segundo Geng et al. (2004), se o osso estiver numa condição de normalidade (osso tipo I), o comprimento do implante parece não influenciar no sucesso do tratamento. O grau de desigualdade da distribuição de tensões na interface depende da diferença do módulo de elasticidade de ambas estruturas, portanto, quanto melhor a qualidade

óssea menor diferença haverá entre os módulos elásticos (GENG et al., 2004). Assim, como salientado por Ortega-Lopes et al. (2012), o maior comprimento de um implante não é sinônimo de melhor desempenho clínico.

Os modelos com prótese fixa em cantilever e restaurações metalocerâmicas mostraram menores valores de tração e compressão máximas concentrados no osso perimplantar quando comparados com os modelos de prótese fixa convencional. Uma explicação para este comportamento pode ser devido ao diâmetro dos implantes nos modelos em cantilever, pois quanto maior o diâmetro maior a área da crista óssea cortical envolvida, ocorrendo portanto, redução das tensões no osso devido à melhor distribuição (OLIVEIRA, 1997; HOLMGREN et al., 1998; HASAN et al., 2010; BOURAUUEL et al., 2012; LEE; LIM, 2012). Segundo Oliveira (1997), quando o diâmetro aumenta 0,25mm, como neste estudo, a superfície de contato aumenta em 10%. Quando dois implantes possuem diâmetro estreito e são usados para suportar uma prótese de três ou mais elementos, ocorre um aumento global das tensões no tecido ósseo circundante (CEHRELI; AKÇA, 2004).

O modelo com restaurações metalocerâmicas que gerou menores tensões principais foi o de prótese em cantilever com implante cone morse 4 x 8,5mm, além do diâmetro do implante deste modelo, outro fator que pode ter influenciado é o comportamento biomecânico do implante cone morse. Do mesmo modo, nos modelos com prótese fixa convencional, o modelo com implantes cone morse 3,75 x 8,5mm foi o que gerou menores tensões principais, também pela mesma razão; porém, foi observado que a conexão hexagonal externa gerou os maiores valores de tração e compressão máximas no osso. Assim, sob o ponto de vista biomecânico, o desenho dos implantes determinam a magnitude das tensões no osso perimplantar e parece ser um fator que influencia a resposta tecidual (HANSSON, 2000).

Segundos Akça e Cehreli (2008) os implantes cone morse são capazes de reduzir mais as tensões na interface do osso marginal com o implante, que os do tipo hexágono externo. No implante cone morse, principalmente, a interface cônica resiste às cargas laterais, impedindo a inclinação quando a conexão entre a secção cônica e as roscas do pilar foram perdidas (MERZ et al., 2000). A interface cônica entre o implante e o pilar melhora significativamente a capacidade do sistema de resistir aos momentos de flexão (NORTON 1997; 1999). O pilar cônico, além de

favorecer a distribuição de tensões no osso perimplantar, pela redução dos efeitos de flexão, permite o mecanismo de assentamento com um sistema de bloqueio e fricção superiores ao hexágono externo (NORTON 1997; 1999), favorecendo a estabilidade (MERZ et al., 2000).

O sistema cone morse apresenta maior estabilidade e menor rotação devido à ampla área de conexão, além de maior resistência às cargas laterais pela parede lateral do pilar que ajuda a dissipar as forças, promovendo melhor distribuição de tensões e selamento, evitando os *microgaps* (MAEDA et al., 2006). Contudo, a literatura revela estudos fotoelásticos com prótese fixa convencional de três elementos, onde os implantes cone morse concentraram maiores tensões que os tipo hexágono externo (TONELLA et al., 2011; COELHO GOIATO et al., 2013).

A plataforma hexagonal foi desenvolvida principalmente para receber cargas axiais, situação que na cavidade bucal é pouco provável. Durante as forças laterais, as tensões dependem apenas do contato nos ângulos hexagonais entre o pilar e implante (BINON, 1996; BINON et al., 1996), fornecendo menor área de distribuição quando comparados com os sistemas cone morse (KITAGAWA et al., 2005; PELLIZZER et al., 2011). A região do hexágono externo do implante parece determinar uma posição rotacional que absorver força lateral (MERZ et al., 2000; CIBIRKA et al., 2001).

Este estudo está de acordo com os trabalhos relatados por Chun et al., (2006), Tang et al. (2012) e De Faria Almeida et al. (2013), que verificaram maiores tensões no osso cortical com o sistema hexágono externo que com o cone morse, devido à menor área de transferência de tensões entre o pilar e o implante na conexão hexágono externo. Outro fator é o nível de posicionamento dos implantes, no sistema cone morse o pescoço se localiza ao nível ósseo enquanto no hexágono externo é supra-ósseo. A medida que aumenta a inserção do implante, diminui a magnitude e melhora o padrão de distribuição de tensões, tanto na área de contato cervical como na profundidade das roscas (QIAN et al., 2009).

No osso trabecular, nos modelos com restaurações metalocerâmicas, foram observadas apenas tensões compressivas (2 a 4 MPa) na região apical dos implantes de 4mm com conexão cone morse. Segundo Williams et al. (1990), quando ocorre tensão no osso trabecular, está localizada na região apical em relação ao implante. Este estudo está de acordo com o de Jasmine et al. (2012), que

observaram esse comportamento de pequena quantidade de tensões no osso trabecular.

Baggi et al. (2008) também verificaram que a conexão cone morse apresentou maior compressão no osso trabecular que a de hexágono externo. Este achado pode ser interpretado pelo princípio de Saint Venant, o qual estabelece que a alteração da distribuição de uma carga no final de uma estrutura, se não houver variação da resultante, as tensões serão alteradas apenas próximo do final do implante (HANSSON, 2000). Isto é, quando a união do conjunto pilar-implante está próxima do nível da crista óssea, haverá aumento da magnitude das tensões nessa região, uma vez que o pilar do sistema cone morse é assentado na área mais profunda e próxima à região apical, quando comparado ao hexágono externo. O fator diâmetro não foi considerado, porque segundo estudos (HOLMGREN et al., 1998; BOZKAYA et al., 2004) não influi nas tensões no osso trabecular, favorecendo apenas a distribuição de tensões no osso cortical.

Com relação à deformação no osso, em todos os modelos com planejamento em cantilever e coroas metalocerâmicas a deformação máxima principal foi identificada no osso trabecular. Porém, no planejamento de prótese fixa convencional com implantes hexágono externo, a deformação mínima principal foi identificada no osso cortical. Em contraste, Tada et al. (2003) e Kim et al. (2005) salientaram que a região cervical do implante em contato com o osso cortical é o local onde ocorrem as maiores micro-deformações, independente do tipo de osso e desenho do implante. Um fator importante a ser considerado é que o módulo de elasticidade do osso cortical é maior que o do trabecular sendo, portanto, mais resistente à deformação (SEVIMAY et al., 2005a). Pierrisnard et al. (2003), destacaram que o osso cortical é 5 vezes mais rígido que o osso trabecular.

O estudo de Clelland et al. (1995) de análise por meio de elementos finitos na região anterior da maxila, evidenciou que as tensões principais ocorreram predominantemente no osso cortical, enquanto a maioria das deformações principais foram observadas no osso trabecular. Além disso, todas as deformações principais estavam localizadas no osso da região vestibular do implante.

Nos modelos planejados com coroas metalocerâmicas e prótese em cantilever, em ambas conexões, os implantes de 10mm de comprimento geraram menores valores de deformação máxima por tração quando comparados com os implantes de

8,5mm, situação inversa à que aconteceu no planejamento com prótese fixa convencional. Os implantes com 8,5mm de comprimento mostraram menores valores de deformação por compressão, identificando também comportamento diferente ao observado nos modelos com prótese fixa convencional. Esse comportamento antagônico pode ter sido influenciado pela biomecânica própria de cada planejamento.

As menores deformações principais observadas no osso, dos modelos com coroas metalocerâmicas e prótese em cantilever, foram identificadas no sistema cone morse, sendo as menores deformações por tração no comprimento de 10mm e por compressão no de 8,5mm. Assim, no planejamento em cantilever com coroas metalocerâmicas, o modelo que, em geral, apresentou as menores deformações foi o de implantes cone morse de 8,5mm. Pessoa et al. (2010) também observaram menor deformação no osso perimplantar em implantes unitários com conexão cone morse quando comparados com hexágono externo; porém, é relatado na literatura que o sistema cone morse não reduz a microdeformação no osso ao redor dos implantes (NISHIOKA et al., 2011).

Este estudo não evidenciou influência do comprimento dos implantes no desenvolvimento de deformações no osso. Ao contrário deste estudo, Hasan et al. (2010) verificaram que a deformação diminuiu com o aumento do comprimento do implante, mas esse resultado pode ser devido à análise por Von Mises. Por outro lado, nos modelos com prótese fixa convencional e coroas metalocerâmicas, o modelo que exibiu menor deformação por tração foi o com implantes hexágono externo de 8,5mm; mesmo produzindo valores elevados de tração, em relação às tensões, no osso cortical, mostrou pequenos valores de deformação máxima principal no osso trabecular. No entanto, o modelo que apresentou menor deformação por compressão foi com implantes cone morse de 10mm. Apesar destes resultados, não houve influência do tipo de conexão nas deformações principais do osso quando comparado com as tensões principais.

O tipo de planejamento, seja prótese fixa convencional ou com cantilever, não mostrou qualquer influência nos valores de deformação do osso.

Em relação à tensão máxima equivalente Von Mises, nos modelos com sistema de conexão cone morse e restaurações metalocerâmicas, estava sempre localizada na parte interna do implante, em contato com o pilar, não evidenciando tensões nas

roscas do pilar, de acordo com os estudos de Pessoa et al. (2010) e Tang et al. (2012). A localização da tensão máxima foi identificada na interface cônica entre o pilar e o implante, melhorando significativamente a capacidade do sistema de implante resistir a momentos de flexão (NORTON, 1999), devido ao assentamento mais profundo do pilar e, conseqüentemente, dissipação de forças pelas suas paredes laterais, mas com concentração de tensão no fulcro dessa área. Contudo, as roscas do pilar parafusado foram submetidas a tensões mínimas na conexão cone morse (MERZ et al., 2000).

Na conexão tipo hexágono externo foi detectada tensão máxima equivalente Von Mises na subestrutura metálica, nos modelos em cantilever, e nas três primeiras roscas do implante nos planejamento com prótese fixa convencional. Este tipo de conexão sempre apresentou concentração de tensões na plataforma do pilar, no corpo e roscas do parafuso que fixa o pilar ao implante. Assim, a pequena resistência do sistema hexágono externo às forças laterais (MERZ et al., 2000; KITAGAWA et al., 2005) em conjunto com seu maior centro de rotação (MAEDA et al., 2006), criaram um ponto de flexão na subestrutura metálica da prótese, na união com o incisivo lateral em cantilever, havendo concentração de tensão máxima equivalente Von Mises.

A carga no cantilever produz aumento considerável na tensão transferida ao implante mais próximo do cantilever (SAHIN et al., 2002). Quando for aplicada carga vertical neste tipo de planejamento, os implantes mais distais representam o fulcro e criam uma alavanca tipo I, alterando a magnitude da força sob o pilar, em direção distal ao implante, com concentração excessiva de tensões. Com próteses em cantilever deve-se esplintar os implantes para diminuir ou dissipar as tensões geradas nos pânticos, principalmente na região anterior da maxila, pela curvatura do arco e natureza excêntrica das forças que atuam na direção vestibular (OLIVEIRA, 1997; BAL et al., 2013). As coroas protéticas devem ser esplintadas para favorecer a distribuição de cargas não axiais, minimizando assim a transferência para a restauração e osso de suporte e aumentando a área total de recebimento da carga (KIM et al., 2005). Contudo, frequentemente, é observada concentração de tensões nos conectores (MERIÇ et al., 2011; BAL et al., 2013), como neste estudo.

Os padrões de distribuição de tensões variam com os diferentes desenhos da subestrutura metálica ou conector (ERASLAN et al., 2010), quanto maior a altura da

estrutura, que se opõe à carga maior será a resistência (OLIVEIRA, 1997). Também deve ser considerado que essa subestrutura metálica da prótese parcial fixa metalocerâmica, tenha espessura adequada para obtenção de estética (OLIVEIRA, 1997). A esplintagem de implantes múltiplos propicia distribuição mais complexa que com implantes únicos (GENG et al., 2001). Williams et al. (1990) salientaram que a liga de Co-Cr concentra menos tensões devido ao elevado módulo de elasticidade, permitindo distribuição mais uniforme na subestrutura metálica, com transferência de cargas estáveis e menos nocivas.

A concentração de tensões nas três primeiras roscas de implantes hexágono externo com prótese fixa convencional, pode ser, principalmente, devido ao menor grau de liberdade de movimento e rigidez deste tipo de planejamento em relação à cantilever, apesar desta conexão apresentar movimentação interna dos componentes. Alguns estudos verificaram concentração de tensões semelhante na região das três primeiras roscas do implante hexágono externo, contudo, estas pesquisas eram com implantes unitários (PESSOA et al., 2010; PELLIZZER et al., 2011; FREITAS-JUNIOR et al., 2012, LEE; LIN, 2012; TANG et al., 2012). Segundo a literatura, no sistema hexágono externo ocorre concentração de tensões na plataforma, parafuso (PELLIZZER et al., 2011), corpo (PESSOA et al., 2010) e roscas (TANG et al., 2012), neste estudo também foi observado concentração de tensões nestes locais.

O desenho hexagonal externo gera grande quantidade de tensões nas roscas do parafuso do pilar devido à maior flexão neste tipo de conexão quando não submetido a cargas axiais (MERZ et al., 2000).

Nas próteses fixas convencionais com restaurações metalocerâmicas, os modelos com implantes tipo cone morse produziram aproximadamente três vezes os valores de tensão máxima equivalente Von Mises nas estruturas dúcteis, quando comparados com modelos hexágono externo. O grau de liberdade de movimento é menor neste tipo de planejamento devido à localização dos pilares nos extremos da estrutura. Biomecanicamente, a parte interna do sistema cone morse, atua como um corpo único (AKÇA; CEHRELI, 2008) com menos micromovimentos internos (JAWORSKI et al., 2012; RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012), agindo como corpo mais rígido e concentrando maiores tensões no ponto de fulcro entre o pilar e o implante. Por outro lado, o implante hexágono externo apresenta maior grau de

micromovimentos dos componentes internos (JEMT et al., 1991) pela menor área de assentamento entre o pilar e o implante, concentrando assim, menos tensões nas estruturas dúcteis. Este estudo está de acordo com o de Pessoa et al. (2010), que reportaram o dobro de concentração de tensão equivalente Von Mises na conexão cone morse quando comparado, com hexágono externo em implantes unitários. Esta diferença nas tensões não foi claramente identificada no planejamento com próteses em cantilever, provavelmente, pelo grau de liberdade do movimento de cada cantilever, que prevalece sobre o comportamento biomecânico das diferentes conexões.

Os modelos com restaurações em resina acrílica e prótese em cantilever apresentaram os maiores valores de tensão máxima e mínima principais quando comparados com restaurações metalocerâmicas. No planejamento em cantilever é criada uma alavanca classe I, que altera a direção e magnitude das forças sobre o dente pilar (RODRIGUEZ et al., 1994). A alavanca é atenuada pelo elevado módulo de elasticidade do material empregado na confecção de restaurações metalocerâmica e da subestrutura metálica que distribuem melhor as tensões, situação que não acontece nos modelos com restaurações em resina acrílica (DUYCK et al., 2000a). Benzing et al., (1995) salientaram que a rigidez da estrutura protética influencia a concentração de tensões no osso, pois um material com baixo módulo elástico, especialmente em estruturas em cantilever, produz maior risco de sobrecarga mecânica do implante mais próximo.

As próteses em resina acrílica favoreceram apenas a distribuição de tensões máxima e mínima principais nos casos de prótese fixa convencional com implantes hexágono externo de 3,75 mm. A ausência de uma subestrutura metálica, que fornece rigidez ao sistema, em conjunto à flexibilidade do material resinoso podem ter influenciado na maior liberdade dos componentes protéticos, gerando menores valores de tensão no osso cortical perimplantar devido aos micromovimentos no interior do implante.

Autores salientaram que a resina acrílica diminui as tensões geradas no osso perimplantar. Na década dos 80, Adell et al. (1981) empregaram resina acrílica na superfície oclusal das próteses sobre implantes, observando que este material agiu como amortecedor das forças oclusais. Skalak (1983) verificou que, apesar da resina acrílica possuir módulo de elasticidade menor que o metal ou porcelana,

forneceu amortecimento interno às forças externas. Nessa época o sistema de conexão cone morse ainda não havia sido desenvolvido e os estudos foram realizados apenas com o sistema hexágono externo. De acordo com Gracis et al. (1991), as resinas acrílicas diminuem até 50% das forças de impacto quando comparadas com porcelanas ou ligas metálicas. Kao et al. (2008) também verificaram que o uso de resina acrílica na superfície oclusal reduziu ligeiramente as tensões no osso com implante posicionado na região do molar e submetido à força oblíqua. Contudo, segundo Eskitascioglu et al. (1996), as porcelanas absorvem e distribuem melhor as tensões e, conseqüentemente, propiciam menor transferência de tensões ao implante e osso perimplantar quando comparadas com materiais à base de acrílico.

Neste estudo, de modo geral, as restaurações em resina acrílica não propiciaram amortecimento interno das forças, pelo contrário, revelaram maiores valores de tensões máxima e mínima principais no osso cortical que as próteses metalocerâmicas submetidas às mesmas condições de carga. Este resultado está de acordo com os de Rangert et al. (1989), Benzing et al. (1995), Eskitascioglu et al. (1996), Sertgötz (1997), Duyck et al. (2000a) e Sevimay et al. (2005b).

Nas restaurações cantilever em resina acrílica ocorreu comportamento semelhante às restaurações metalocerâmicas com os modelos hexágono externo apresentando os maiores valores de tensões principais. Isso pode ser devido à menor área de distribuição das tensões nos implantes com hexágono externo (KITAGAWA et al., 2005) e, conseqüentemente, menor resistência às forças laterais que o cone morse (BINON, 1996).

Nos modelos com implantes cone morse e prótese fixa convencional, a tração máxima foi maior com as restaurações em resina acrílica, provavelmente devido à maior flexibilidade e deslocamento na direção vestibular, além da rigidez e limitada movimentação dos componentes protéticos do sistema cone morse.

Os modelos com restaurações em resina acrílica e implantes com conexão cone morse de 4mm de diâmetro, apresentaram tensões compressivas de 2 a 4 MPa no osso trabecular, como com as restaurações metalocerâmicas. Contudo, também foram observados valores de tensão de tração semelhantes nessa região.

Todos os modelos com conexões hexágono externo e cone morse e restaurações em resina acrílica apresentaram deformação máxima por tração no

osso trabecular perimplantar na direção vestibular. Implantes hexágono externo e prótese fixa convencional exibiram menores valores de deformação máxima principal quando comparados aos implantes cone morse. Esse resultado pode estar relacionado ao maior grau de liberdade e micromovimentação dos componentes do hexágono externo, diferente do sistema cone morse que apresenta uma estrutura mais rígida e, praticamente, sem micromovimentação.

Os modelos com prótese cantilever em resina acrílica mostraram redução na deformação por tração, mas apresentaram maior deformação por compressão que com próteses metalocerâmicas. Os modelos com prótese fixa convencional em resina acrílica exibiram menores valores de deformação por compressão que aqueles com restaurações metalocerâmicas. Comportamento semelhante ocorreu com a deformação por tração neste tipo de modelo, com exceção do implante cone morse de 8,5mm.

A tensão máxima equivalente Von Mises nos modelos com implantes cone morse e restaurações em resina acrílica evidenciaram concentração de tensão máxima na parte interna do pescoço do implante em contato com o pilar, enquanto no hexágono externo houve concentração de tensão máxima na plataforma do pilar ou entre a primeira e segunda roscas do implante. O sistema hexágono externo apresentou, em todos os casos, concentrações de tensões na plataforma do pilar, no corpo e roscas do parafuso, situação que não foi observada no sistema cone morse. As regiões de concentração de tensões de ambas conexões também foram as mesmas quando comparadas com as restaurações metalocerâmicas, apresentando assim, o mesmo comportamento.

Os modelos com conexão hexagonal externa e restaurações em resina acrílica apresentaram menores tensões equivalentes Von Mises no implante e componentes do pilar que os de cone morse, possivelmente, devido à ausência da estrutura metálica e maior micromovimentação e *microgaps*, inerentes da conexão hexágono externo (MAEDA et al., 2006).

As restaurações protéticas em cantilever, confeccionadas em resina acrílica, e implante hexágono externo propiciaram os menores valores de tensão equivalente Von Mises, porém, esse mesmo modelo gerou maiores valores de tensões de tração e compressão no osso cortical. Como não apresentava subestrutura metálica, onde ocorreu a concentração de tensões máximas nos modelos com próteses

metalocerâmica, houve aumento das tensões no osso. Esses modelos em resina acrílica apresentaram maior concentração de tensões equivalente de Von Mises no implante e componentes do pilar que aqueles com restauração metalocerâmica, devido à diminuição do módulo de elasticidade da resina acrílica e ausência da estrutura metálica rígida, pois esses fatores interferem na distribuição de tensões (OLIVEIRA, 1997).

A análise do deslocamento evidencia o comportamento do sistema em relação à mudança de posição e estabilidade. Dessa forma, os modelos com prótese em cantilever e restaurações em resina acrílica apresentaram, no incisivo lateral, deslocamento 17 vezes maior que nas restaurações metalocerâmicas. Esse fato ocorre devido ao braço de alavanca do tipo I e deflexão gerados nas prótese cantilever (SCHWEITZER et al., 1968; HIMMEL et al., 1992) juntamente com a flexão acentuada da resina acrílica e a falta de resistência e rigidez (SERTGÖZ, 1997). Quanto maior a flexão da estrutura, maior será o grau de deslocamento, assim, um material com elevado módulo de elasticidade deve ser empregado em estruturas protéticas para aumentar a resistência à flexão (BENZING et al., 1995). Nos modelos com prótese fixa convencional e restaurações em resina acrílica foi observado, na face mesio-incisal dos incisivos centrais, deslocamento 4 vezes maior que nas restaurações metalocerâmicas em ambos os tipos de conexão. Esse comportamento pode ser devido à maior flexibilidade e deformação da resina acrílica, permitindo maior movimento (LILL et al., 1988) na direção contrária à força aplicada.

As faces incisais dos incisivos centrais com prótese metalocerâmica em cantilever apresentaram menores valores de deslocamento, possivelmente pela alavanca que permite maior liberdade de movimento do incisivo lateral, enquanto nos modelos com prótese fixa convencional, a face incisal dos incisivos centrais é submetida a forças de tração e compressão (ANUSAVICE, 2005) em sentidos opostos juntamente com a curvatura do arco, gerando movimento na direção vestibular.

Nos modelos com prótese fixa convencional, com ambos tipos de material oclusal, os implantes hexágono externo apresentaram metade do deslocamento dos implantes cone morse. Quando uma carga não axial é aplicada na estrutura metálica, os implantes cone morse, que possuem menor movimento de seus componentes (KITAGAWA et al., 2005) e comportamento biomecânico semelhante aos implantes

de corpo único (AKÇA; CEHRELI, 2008), podem apresentar deslocamento maior pelo movimento da estrutura como corpo sólido único, com movimentos de sentido contrário na face mesio-incisal dos incisivos centrais, os quais se anulam (OLIVEIRA, 1997). Diferente dos implantes cone morse, a conexão hexagonal externa é formada por três estruturas (PESSOA et al., 2010), que frente a uma carga não axial, apresenta micromovimentos das partes internas do conjunto implante-pilar, principalmente devido ao tamanho do hexágono (MAEDA et al., 2006), com menor deslocamento do conjunto. Este comportamento não foi observado nas próteses cantilever, provavelmente pela maior movimentação permitida pelo cantilever, mesmo na prótese com estrutura metálica, independente do comportamento biomecânico de cada tipo de conexão. Assim, o deslocamento dos modelos com restaurações metalocerâmicas é praticamente imperceptível, ao contrário dos modelos em resina acrílica, onde o movimento variou de 0,13 a 0,61mm.

Todas as tensões principais observadas nos ossos cortical e trabecular dos diferentes modelos estudados estavam dentro dos limites fisiológicos suportados pela estrutura óssea, 170 a 190 MPa de compressão e 100 a 130 MPa de tração no osso cortical (BOZKAYA et al., 2004; DE FARIA ALMEIDA et al., 2013). Alguns estudos consideram o limiar fisiológico de tensões no osso trabecular na faixa de 2 a 5 MPa (BAGGI et al., 2008; PELLIZZER et al., 2011).

Em relação à deformação, existem vários parâmetros na literatura para avaliar o risco de sobrecarga. Frost (2003; 2004) salientou que o limite de falha do osso ocorre a partir de 3000 $\mu\epsilon$, sendo que acima de 4000 $\mu\epsilon$ inicia a sobrecarga patológica pela liberação de citocinas que atuam na reabsorção óssea. Isto pode ser pelo fato do osso necessitar de uma deformação dentro dos limites fisiológicos para manter sua homeostasia (FROST, 2004), pois o aumento excessivo da deformação pode desencadenar um desequilíbrio da função dos osteoclastos e favorecer uma perda óssea significativa (FLANAGAN et al., 2009; HU et al., 2010). No entanto, Duyck et al. (2001) propõem como limite de reabsorção valores acima de 4200 $\mu\epsilon$.

Cehreli et al. (2004a) afirmaram que os limiares de tensão fisiológica não foram quantificados nos ossos maxilares e, portanto, a relevância clínica desses valores absolutos de deformações são apenas especulativos. Melsen e Lang (2001) avaliaram, em macacos, as reações biológicas do osso alveolar durante a aplicação de carga nos implantes, verificando que houve aposição óssea, na maioria das

vezes, em que as tensões variaram entre 3400 e 6600 $\mu\epsilon$. Valores acima de 6700 $\mu\epsilon$ mostraram reabsorção óssea e desequilíbrio do processo aposição-reabsorção (MELSEN; LANG, 2001). Baseando-se nestes parâmetros, todos os modelos deste estudo estão dentro dos limites fisiológicos, não causando danos nem riscos ao osso perimplantar.

Os modelos com restaurações em resina acrílica foram gerados para simular uma situação clínica de transição, durante a fase de espera da osseointegração prévia à carga final. A resina acrílica não favoreceu o deslocamento e a distribuição de tensões, tanto no osso cortical como no implante e componentes protéticos, nos diferentes modelos. Contudo, reduziu as deformações e tensões principais no osso perimplantar dos modelos com prótese fixa convencional e implante hexágono externo, e a tensão equivalente Von Mises em prótese cantilever. Cibirka et al. (1992) e Stegariou et al. (2004) salientaram, que apesar da existência de variações nos valores de tensão e deformação perimplantar entre a resina e porcelana, essas diferenças não são significativas na microdeformação do osso.

O sistema cone morse concentrou tensões elevadas na estrutura interna, mas gerou valores menores de compressão e tração máximas no osso cortical perimplantar, diferente do sistema hexágono externo. A única situação que o sistema cone morse apresentou menores tensões internas foi com prótese cantilever e subestrutura metálica, provavelmente pelo movimento do cantilever, que predomina sobre a biomecânica do implante, considerando que a estrutura metálica também contribuiu na distribuição e concentração de tensões.

A reabilitação da região anterior da maxila com prótese sobre implantes é um procedimento complexo pela quantidade de fatores que são envolvidos durante todo o tratamento (HASAN et al. 2011a; RODRÍGUEZ; ROSENSTIEL, 2012). A estética nessa região é um dos fatores determinantes na escolha do tratamento (VAILATI; BELSER, 2007), além da capacidade da maxila de concentrar mais tensões que a mandíbula (BAGGI et al., 2008). As próteses implantossuportadas podem gerar tensões no tecido de suporte e atingir os limites fisiológicos (SEVIMAY et al., 2005a). Assim, uma série de tratamentos podem ser planejados na ausência dos incisivos centrais e laterais na maxila. Uma opção é o restabelecimento dos quatro incisivos superiores pelo posicionamento de quatro implantes, mas essa opção é questionada pela ausência de espaço entre os caninos (VAILATI; BELSER, 2007; VELA-NEBOT

et al., 2011), comprometimento da estética pela dificuldade na formação de papila interdentária (BUSER et al., 2004; VELA-NEBOT et al., 2011) e custo do tratamento (VAILATI; BELSER, 2007).

Uma segunda opção é o posicionamento de dois implantes de diâmetro regular na região dos incisivos centrais e com prótese em cantilever nos incisivos laterais. Esse tipo de planejamento possui algumas vantagens, pois permite distância mínima de 2mm entre os ombros dos implantes possibilitando a preservação da crista óssea necessária para a manutenção da papila interdentária (VAILATI; BELSER, 2007), além da maior disponibilidade óssea (VELA-NEBOT et al., 2011). Ewing (1957) preconizou este tipo de tratamento em cantilever para dentes preparados, sempre esplintando os incisivos centrais pela deflexão do cantilever (HIMMEL et al., 1992), no entanto, como requisito fundamental, o cantilever não pode exceder a extensão dos implantes que o suportam (WEINBERG et al., 1993). O planejamento com implantes na região dos incisivos centrais apresenta como desvantagens o possível colapso do tecido mole entre os implantes e a dificuldade técnica para manter a simetria e o posicionamento tridimensional do implante durante o procedimento cirúrgico (VAILATI; BELSER, 2007).

A terceira opção reportada é o posicionamento de dois implantes de menor diâmetro na região dos incisivos laterais, favorecendo a estética e manipulação dos tecidos moles, além de liberdade para o técnico em prótese dental confeccionar os pânticos dos centrais com as dimensões necessárias para atender a os princípios estéticos e funcionais. A desvantagem deste planejamento é a resistência mecânica não avaliada a longo prazo (VAILATI; BELSER, 2007). O mesmo planejamento com implantes de diâmetros regulares não é indicado quando da exodontia dos incisivos maxilares, o arco anterior da maxila tende a inclinar na direção palatina, devido à reabsorção da parede vestibular, diminuindo assim o espaço vestibulo-palatino. Assim, o posicionamento de implantes de diâmetro regular na região dos incisivos laterais dificulta a manutenção da distância necessária de 2mm com a tábuia óssea vestibular e de 1,5mm entre o canino (VELA-NEBOT et al., 2011).

Poucas pesquisas têm avaliado a distribuição de tensões e deformações na região anterior da maxila (LEE; LIM, 2012). Apesar de todas as vantagens e desvantagens encontradas na literatura, nos diferentes tipos de planejamentos para reabilitar a região da premaxila com os quatro incisivos, todos os modelos

analisados estavam dentro dos limites fisiológicos do osso. Assim, o planejamento com implantes de menor diâmetro na posição dos incisivos laterais pode ser indicado, principalmente, pelas vantagens estéticas e biomecânica compatível. No entanto, quando as condições do paciente não forem favoráveis, o planejamento com prótese em cantilever e restauração metalocerâmica com implantes cone morse de 4mm de diâmetro e 8,5mm de comprimento é a mais recomendável, pois foi o menos nocivo e com melhor distribuição de tensões e deformações na estrutura óssea perimplantar.

A análise por meio elementos finitos é apenas uma aproximação da situação clínica, onde os dados fornecidos precisam de sustentação com pesquisa clínica. A maioria dos ensaios por meio de elementos finitos na área odontológica, relatados na literatura, enfatizam que os modelos desenhados devem simular situações clínicas reais e serem comprovados posteriormente com ensaios mecânicos (AL-SUKHUN et al., 2007; ANITUA; ORIVE, 2009; HASAN et al., 2011b). Neste estudo, os desenhos e as simulações foram baseadas em estudos clínicos que ainda não têm evidência do comportamento biomecânico nos diferentes planejamentos. Segundo Duyck et al. (2000b) as análises com elementos finitos, baseadas em tomografias derivadas de seres humanos, são necessárias para compreender melhor a etiologia de falha dos implantes, especialmente, quando são submetidos a cargas. Deve-se considerar que as condições de carga *in vivo* são mais complexas porque têm diferentes forças e momentos atuando em locais distintos na prótese (BRUNSKI, 1992). Além disso, a utilização de valores fixos constantes dos materiais, fornecidos pela literatura, na análise por elementos finitos pode limitar o potencial de simulação e precisão dos modelos quando são submetidos a uma carga (KANBARA et al., 2012). Este estudo foi delineado para simular situações o mais próximas possível da realidade clínica, fornecendo distribuições detalhadas de tensões no osso, que seriam impossíveis de se obter *in vivo*, e avaliando criticamente a biomecânica em forma quantitativa, mas também levando-se em conta a variação nas propriedades e anatomia nos diferentes indivíduos.

7 Conclusões

Dentro das limitações do estudo pode-se concluir que:

- 1 Em todos os modelos foram observadas tensões no osso cortical, sendo os maiores valores os de tensão por compressão.
- 2 A deformação por tração foi sempre observada no osso trabecular, na região vestibular ao implante.
- 3 O planejamento (prótese em cantilever e fixa convencional), comprimentos e sistemas de conexão interferiram nas tensões do osso perimplantar.
- 4 Os tipos de planejamentos, comprimentos e sistemas de conexão não influenciaram na deformação máxima e mínima principais no osso.

5 Prótese em Cantilever

5.1 Mostrou os menores valores de tensões independente do tipo de material restaurador.

5.2 Evidenciou com restaurações em resina acrílica o maior deslocamento.

5.3 Comprimento e tipo de conexão não mostraram influência nos valores de deslocamento.

5.4 Implantes com 8,5mm de comprimento, de ambos tipos de conexão e com restauração metalocerâmica apresentaram os menores valores de deformações mínimas e tensões máxima e mínima principais no osso, menor quantidade de tensão equivalente Von Mises no implante e componentes protéticos e maiores valores de deformações máxima principais no osso, sendo extremamente favorável.

5.5 O sistema cone morse apresentou as menores tensões máximas e mínimas principais no osso.

5.6 O sistema de conexão hexágono externo, independente do comprimento do implante e restaurações metalocerâmica, mostrou os maiores tensão equivalente Von Mises no implante e componentes protéticos, sendo benéfico.

5.7 Modelos com restaurações metalocerâmicas evidenciaram os menores valores de tração e compressão máximas, deformação mínima principais no osso e deslocamento. A tensão equivalente Von Mises foi menor apenas nos modelos com conexão cone morse. Situações favoráveis ao tratamento.

5.8 As próteses com restaurações em resina acrílica, independente do comprimento dos implantes propiciaram os maiores valores de tração e compressão máximas, e deformação mínima principais no osso.

6 Prótese Fixa Convencional

6.1 O comprimento não influenciou nos valores de deslocamento.

6.2 Implantes de com 8,5mm de comprimento independente do tipo de conexão e com restaurações metalocerâmica, apresentaram os menores valores de deformações máximas e tensões principais no osso, e tensão equivalente Von Mises no implante e componentes protéticos.

6.3 Implantes com 10mm de comprimento, independente do tipo de conexão e com restaurações metalocerâmicas, promoveu os maiores valores de tração e compressão máximas principais no osso e tensão equivalente Von Mises no implante e componentes protéticos.

6.4 O sistema cone morse apresentou as menores tensões máximas e mínimas principais no osso e maiores valores de deslocamento e tensão equivalente Von Mises.

- 6.5 Sistema hexágono externo propiciou os maiores valores de tensão máxima principal no osso e os menores de tensão equivalente Von Mises no implante e componentes protéticos e deslocamento.
- 6.6 Restaurações metalocerâmicas propiciaram maiores valores de tração e compressão máximas no sistema hexágono externo, e deformação mínima e os menores de deslocamento e tensão equivalente Von Mises.
- 6.7 As próteses em resina acrílica promoveram maiores valores de tensão equivalente Von Mises nos implantes e componentes protéticos e deslocamento e os menores de deformação mínima principal.
- 7 Todos os modelos apresentaram valores de tensão e deformação dentro dos limites fisiológicos.

8 Referências

1. ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÄNEMARK, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v.10, n.6, p.387-416, Dez, 1981.
2. AGGARWAL, S.; GARG, V. Finite element analysis of stress concentration in three popular brands of fiber posts systems used for maxillary central incisor teeth. **J. Conserv. Dent.**, v.14, n.3, p.293-296, jul, 2011.
3. AKCA, K.; CEHRELI, M.C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.28, n.4, p.391-399, ago, 2008.
4. AKCA, K.; CEHRELI, M.C. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. **Med. Biol. Eng. Comput.**, v.44, n.7, p.527-535, jul, 2006.
5. AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.16, n.5, p.722-730, set-out, 2001.
6. AL-SUKHUN, J.; KELLEWAY, J.; HELENIUS, M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. **J. Biomed. Mater. Res. A.**, v.80, n.1, p.234-246, jan, 2007.
7. ANDERSEN, E.; SAXEGAARD, E.; KNUTSEN, B.M.; HAANAES, H.R. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.16, n.2, p.217-224, mar-abr, 2001.
8. ANITUA, E.; ORIVE, G. Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.** v. 89b. n. 2, p. 275-281, 2009.
9. ANUSAVICE, K.J. Phillips – Ciencia de los Materiales Dentarios. 11ª ed. Barcelona: Elsevier Saunders, 2005. p. 79-85.
10. ASSUNÇÃO, W.G.; GOMES, E.A.; BARAO, V.A.; DE SOUSA, E.A. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, n.6, p.1040-1044, nov-dez, 2009.
11. ASSUNÇÃO, W.G.; TABATA, L.F.; BARAO, V.A.; ROCHA, E.P. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-

- 2D FEA. **J. Oral Rehabil.**, v.35,n.10, p.766-774, out, 2008.
12. BACCHI, A.; CONSANI, R.L.; MESQUITA, M.F.; DOS SANTOS, M.B. Influence of different mucosal resiliency and denture reline on stress distribution in peri-implant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis. **Gerodontology**, v.29, n.2, p.e833-837, jun, 2012.
 13. 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, n.6, p.422-431, dez, 2008.
 14. BAGGI, L.; PASTORE, S.; DI GIROLAMO, M.; VAIRO, G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. **J. Prosthet. Dent.**, v.109, n.1, p.9-21, jan, 2013.
 15. BAHAT, O.; HANDELSMAN, M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw. A clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.3, p.379-386, maio-jun, 1996.
 16. BAL, B.T.; CAGLAR, A.; AYDIN, C.; YILMAZ, H.; BANKOGLU, M.; ESER, A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.28, n.1, p.27-38, jan-fev, 2013.
 17. BASCIFTCI, F.A.; KORKMAZ, H.H.; UŞÜMEZ S, ERASLAN O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.134, n.6, p.773-781, dez, 2008.
 18. BECKER, C.M.; KAISER, D.A. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. **J. Prosthet. Dent.**, v.84, n.4 , p.432-435, out, 2000.
 19. BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.2, p.188-198, mar-abr, 1995.
 20. BERNARDES, S. R.; DE ARAUJO, C.A.; FERNANDES-NETO, A.J.; DAS NEVES, F.D. Photoelastic analysis of abutment union to external and internal hexagons implants. **Implant News**, v.3, n.4, p.355-359, jul-ago, 2006.
 21. BERTASSONI, L.E.; MARSHALL, G.W.; DE SOUZA, E.M.; RACHED, R.N. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**,

- v.100, n.6, p.449-457, dez, 2008.
22. BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implantol.**, v.18, n.3, p.264-274, 1992.
 23. BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.2, p.149-160, mar-abr, 1996.
 24. BINON, P.P.; MCHUGH, M.J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.6, p.511-519, nov-dez, 1996.
 25. BOURAUUEL, C.; AITLAHRACH, M.; HEINEMANN, F.; HASAN, I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. **Biomed. Tech. (Berl)**, v.57, n.1, p.21-32, jan, 2012.
 26. BOZKAYA, D.; MUFTU, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, v.38, n.1, p.87-97, jan, 2005.
 27. BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.6, p.523-530, dez, 2004.
 28. BRAND, R.A. Biographical sketch. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, v.468, p.1047-1049, 2010.
 29. BRÅNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v.16, p.S1-132, 1977.
 30. BRÅNEMARK, P.I.; ENGSTRAND, P.; OHRNELL, L.O.; GRÖNDAHL, K.; NILSSON, P.; HAGBERG, K.; DARLE, C.; LEKHOLM, U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from prospective clinical follow-up study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.1, n.1, p.2-16, 1999.
 31. BRÅNEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985. p.175-186.
 32. BRUNSKI, J.B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.2, p.85-97, 1988.

33. BRUNSKI, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. **Clin. Mater.**, v.10, n.3, p.153-201, 1992.
34. BUSER, D.; MARTIN, W.; BELSER, U.C. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.19S, p.43-61, 2004.
35. CANULLO, L.; PACE, F.; COELHO, P.; SCIUBBA, E.; VOZZA, I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. **Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.**, v.16, n.6, p.e852-856, set, 2011.
36. CAPELLI, M; ZUFFETI, F.; DEL FABBRO, M.; TESTORI, T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.22, n.4, p.639-644, jul-ago, 2007.
37. CATTANEO, P.M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. **J. Dent. Res.**, v.84, n.5, p.428-433, maio, 2005.
38. CEHRELI, M.; DUYCK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.15, n.2, p.249-257, fev, 2004a.
39. CEHRELI, M.; SAHIN, S.; AKCA, K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. **J. Dent.**, v.32, n. 2, p.123-132, fev, 2004b.
40. CEHRELI, M.C.; AKÇA, K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.24, n.6, p.513-519, dez, 2004.
41. CHEN, S.T.; BUSER, D. Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, S186-217, 2009.
42. CHEN, W.F.; LUI, E.M. Handbook of structural engineering. 2º ed. New York: CRC Press, 2005. p.16-17.
43. CHU, C.M.; HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. **J. Periodontol.**, v.83, n.1, p. 111-118, jan, 2012.

44. CHUN, H.J.; CHEONG, S.Y.; HAN, J.H.; HEO, S.J.; CHUNG, J.P.; RHYU, I.C.; CHOI, Y.C.; BAIK, H.K.; KU, Y.; KIM, M.H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **J. Oral Rehabil.**, v.29, n.6, p.565-574, jun, 2002.
45. CHUN, H.J.; SHIN, H.S.; HAN, C.H.; LEE, S.H. 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, n.2, p.195-202, mar-abr, 2006.
46. CIBIRKA, R.M.; NELSON, S.K.; LANG, B.R.; RUEGGEBERG, F.A. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.3, p.268-275, mar, 2001.
47. CIBIRKA, R.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R.; STOHLER, C.S. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.3, p.361-364, mar, 1992.
48. CLELLAND, N.L.; LEE, J.K.; BIMBENET, O.C.; BRANTLEY, W.A. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. **J. Prosthodont.**, v.4, n.2, p.95-100, jun, 1995.
49. COELHO GOIATO, M.; PESQUEIRA, A.A.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; DOS SANTOS, D.M.; HADDAD, M.F.; BANNWART, L.C.; MORENO, A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. **Acta Odontol. Scand.**, v.71, n.2, p.283-288, mar, 2013.
50. CUPPONE, M.; SEEDHOM, B.B.; BERRY, E.; OSTELL, A.E. The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. **Calcif. Tissue Int.**, v.74, n.3, p. 302-309, mar, 2004.
51. DAILEY, B.; JORDAN, L.; BLIND, O.; TAVERNIER, B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.24, n.2, p.251-256, mar-abr, 2009.
52. DANZA, M.; QUARANTA, A.; CARINCI, F.; PARACCHINI, L.; POMPA, G.; VOZZA, I. Biomechanical evaluation of dental implants in D1 and D4 bone by Finite Element Analysis. **Minerva Stomatol.**, v.59, n.6, p.305-313, jun, 2010.
53. DARVELL, B.W. Ciência dos materiais para Odontologia restauradora. 9ª ed.

São Paulo: Santo, 2012. p.4-11.

54. DE CARVALHO, N.A.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS JR, A.C.; ANCHIETA, RB.; KINA, S. Short implant to support maxillary restorations: bone stress analysis using regular and switching platform. **J. Craniofac. Surg.**, v.23, n.3, p.678-681, maio, 2012.
55. DE FARIA ALMEIDA, D.A.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; SANTIAGO JUNIOR, J.F.; DE CARVALHO, P.S. Influence of Morse Taper and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants. Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. **J. Periodontol.**, 2013. DOI: 10.1902/jop.2013.120713.
56. DEGERLIYURT, K.; SIMSEK, B.; ERKMEN, E.; ESER, A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.110, n.2, p.e1-11, ago, 2010.
57. DEGIDI, M.; PIATTELLI, A.; CARINCI, F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. **J. Periodontol.**, v.79, n.1, p.49-54, jan, 2008.
58. DEGIDI, M.; PIATTELLI, A.; IEZZI, G.; CARINCI, F. Wide-diameter implants: analysis of clinical outcome of 304 fixtures. **J. Periodontol.**, v.78, n.1, p.52-58, jan, 2007.
59. DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. **J. Prosthet. Dent.**, v.99, n.2, p.131-140, fev, 2008.
60. DEL VALLE, V.; FAULKNER, G.; WOLFAARDT, J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.2, p.200-210, mar-abr, 1997.
61. DETOLLA, D.H.; ANDREANA, S.; PATRA, A.; BUHITE, .; COMELLA, B. Role of the finite element model in dental implants. **J. Oral Implantol.**, v.26, n.2, p.77-81, 2000.
62. DING, X.; ZHU, X.H.; LIAO, S.H.; ZHANG, X.H.; CHEN, H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont.**, v.18, n.5, p.393-402, jul, 2009.

63. DONATO, G.H.B.; BIANCHI, M. Numerical modeling for uneven thermoplastic polymers behaviour using experimental stress-strain data and pressure dependent von Mises yield criteria to improve design practices. **Procedia Engineering**, v.10, p.1871-1876, 2011.
64. DORING, K.; EISENMANN, E.; STILLER, M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. **J. Oral Implantol.**, v.30, n.3 .p.198-209, 2004.
65. DUYCK, J.; RONOLD, H.J.; VAN OOSTERWYCK, H.; NAERT, I.; VANDER SLOTEN, J.; ELLINGSEN, J.E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.3, p.207-218, jun, 2001.
66. DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.2, n.2, p.100-109, 2000. a
67. DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.11, n.5, p.465-75, out, 2000. b
68. ERASLAN, O.; INAN, O.; SECILMIS, A. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. **Eur. J. Dent.**, v.4, n.4, p.374-382, out, 2010.
69. ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, v.91, n.1, p.144-150, fev, 2004.
70. ESKITASCIOGLU, G.; BARAN, I.; AYKAC, Y.; OZTAS, D. Investigation of the effect of different esthetic materials in implant crown design. **Turkish J. Oral Imp.**, v.4, p.13-19, 1996.
71. EVANS, C.D.; CHEN, S.T. Esthetic outcomes of immediate implant placements. **Clin. Oral Implants Res.**, v.19, n.1, p.73-80, jan, 2008
72. EWING, J.E. Re-evaluation of the cantilever principle. **J. Prosthet. Dent.**, v.7, n.1, p.78-92, 1957.

73. FIELD, C.; LI, Q.; LI, W.; THOMPSON, M.; SWAIN, M. A comparative mechanical and bone remodelling study of all-ceramic posterior inlay and onlay fixed partial dentures. **J. Dent.**, v.40, n.1, p.48-56, jan, 2012.
74. FLANAGAN, D.; ILIES, H.; LASKO, B.; STACK, J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. **J. Oral Implantol.**, v.35, n.6, p.270-276, 2009.
75. FREITAS-JUNIOR, A.C.; ROCHA, E.P.; BONFANTE, E.A.; ALMEIDA, E.O.; ANCHIETA, R.B.; MARTINI, A.P.; ASSUNÇÃO, W.G.; SILVA, N.R.; COELHO, P.G. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. **Dent. Mater.**, v.28, n.10, p.e218-228, out, 2012.
76. FROST, H.M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. **Angle Orthod.**, v.74, n.1, p.3-15, fev, 2004.
77. FROST, H.M. Bone's mechanostat: a 2003 update. **Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol.**, v.275, n.2, p.1081-1101, dec, 2003.
78. FROST, H.M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. **Bone Miner.**, v.19, n.3, p.257-271, dez, 1992.
79. FROST, H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod.**, v.64, n.3, p.175-188, 1994.
80. GALLI, C.; PASSERI, G.; MACALUSO, G.M. Osteocytes and WNT: the mechanical control of bone formation. **J. Dent. Res.**, v.89, n.4, p.331-343, abr, 2010.
81. GAO, J.; XU, W.; DING, Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. **Comput. Methods Programs Biomed.**, v.82, n.2, p.97-105, maio, 2006.
82. GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.6, p.585-598, jun, 2001.
83. GENG, J.P.; XU, D.W.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. **J. Oral Implantol.**, v.30, n.4, p.223-233, 2004.

84. GENNA, F. On the effects of cyclic transversal forces on osseointegrated dental implants: experimental and finite element shakedown analyses. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v.6, n.2, p.141-152, abr, 2003.
85. GERAMY, A.; MORGANO, S.M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.5, p.434-440, nov, 2004.
86. GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, v.81, n.5, p.537-552, maio, 1999.
87. GRACIS, S.E.; NICHOLLS, J.I.; CHALUPNIK, J.D.; YUODELIS, R.A. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. **Int. J. Prosthodont.**, v.4, n.3, p.282-291, maio-jun, 1991.
88. GRUNDER, U.; GRACIS, S.; CAPELLI, M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.25, n.2, p.113-119, abr, 2005.
89. GURGEL-JUAREZ, N.C.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS, A.C., JR.; ANCHIETA, R.B.; DE VARGAS, L.C.; KINA, S.; FRANCA, F.M. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. **J. Prosthodont.** v.21, n.3, p.160-166, abr, 2012.
90. HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.14, n.3, p.286-293, jun, 2003.
91. HANSSON, S. Implant abutment interface: Biomechanical study of flat top versus conical. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.2, n.1, p.33-41, 2000.
92. HASAN, I.; BOURAUUEL, C.; KEILIG, L.; REIMANN, S.; HEINEMANN, F. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v.14, n.12, p.1113-1116, dez, 2011a.
93. HASAN, I.; HEINEMANN, F.; AITLAHRACH, M.; BOURAUUEL, C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. **Biomed. Tech. (Berl)**, v.55, n.6, p.341-350, dez, 2010.
94. HASAN, I.; HEINEMANN, F.; REIMANN, S.; KEILIG, L.; BOURAUUEL, C.

- Finite element investigation of implant-supported fixed partial prosthesis in the premaxilla in immediately loaded and osseointegrated states. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v.14, n.11, p.979-985, nov, 2011b.
95. HATAMLEH, M.M.; RODRIGUES, F.P.; SILIKAS, N.; WATTS, D.C. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. **Dent. Mater.**, v.27, n.5, p.445-454, maio, 2011.
 96. HERRMANN, I.; LEKHOLM, U.; HOLM, S.; KULTJE, C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.20, n.2, p.220-230, mar-abr, 2005.
 97. HIMMEL, R.; PILO, R.; ASSIF, D.; AVIV, I. The cantilever fixed partial denture--a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.4, p.484-487, abr, 1992.
 98. HOLMES, D.C.; LOFTUS, J.T. Influence of bone quality on stress distribution from endosseous implants. **J. Oral Implantol.**, v.23, n.3, p.104-111, 1997.
 99. HOLMGREN, E.P.; SECKINGER, R.J.; KILGREN, L.M.; MANTE, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **J. Oral Implantol.**, v.24, n.2, p.80-88, 1998.
 100. HSU, M.L.; CHEN, F.C.; KAO, H.C.; CHENG, C.K. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.22, n.2, p.301-309, mar-abr, 2007.
 101. HU, K.; WANG, C.; ZHANG, X. High pressure may inhibit periprosthetic osteogenesis. **J Bone Miner Metab.**, v.28, n.3, p.289-298, maio, 2010.
 102. HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J.; TU, M.G.; KO, C.C.; SHEN, Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. **J. Dent.**, v.36, n.6, p.409-417, jun, 2008.
 103. HUYNH-BA, G.; PJETURSSON, B.E.; SANZ, M.; CECCHINATO, D.; FERRUS, J.; LINDHE, J.; LANG, N.P. Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 21, n. 1, p. 37-42, jan, 2010.

104. IPLIKCIOGLU, H.; AKCA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. **J. Dent.**, v.30, n.1, p.41-46, jan, 2002.
105. ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin. Oral Implants Res.**, v.17, n.S2, p.8-18, out, 2006.
106. JASMINE, M.I.; YEZDANI, A.A.; TAJIR, F.; VENU, R.M. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.141, n.1, p.71-80, jan, 2012.
107. JAWORSKI, M.E.; MELO, A.C.; PICHETH, C.M.; SARTORI, I.A. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.27, n.5, p.1091-1095, set-out, 2012.
108. JEMT, T. CARLSSON, L.; BOSS, A.; JORNEUS, L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.4, p.413-417, 1991.
109. JUODZBALYS, G.; KUBILIUS, R.; EIDUKYNAS, V.; RAUSTIA A.M. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. **Implant Dent.**, v.14, n.2, p.166-175, jun, 2005.
110. KANBARA, R.; NAKAMURA, Y.; OCHIAI, K.T.; KAWAI, T.; TANAKA, Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. **Dent. Mater. J.**, v.31, n.2, p.297-308, mar, 2012.
111. KAO, H-C.; CHUNG, W-N.; CHENG, F-C.; HSU, M-L.; CHANG, K-D. Finite element analysis of different superstructure materials in a single distal implant restoration. **J. Dent. Sci.**, v.3, n.3, p.140-149, 2008.
112. KAYABAŞI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. **Adv. Eng. Soft.**, v.37, n.10, p.649-658, out, 2006.
113. KIM, H.J.; YU, S.K.; LEE, M.H.; LEE, H.J.; CHUNG, C.H. Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. **J. Adv. Prosthodont.**, v.4, n.3, p.146-152, ago, 2012.

114. KIM, K.S.; LIM, Y.J.; KIM, M.J.; KWON, H.B.; YANG, J.H.; LEE, J.B.; YIM, S.H. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. **Clin. Oral Implants Res.** v.22, n.8, p.834-839, ago, 2011.
115. KIM, Y.; OH, T.J.; MISCH, C.E.; WANG, H.L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin. Oral Implants Res.**, v.16, n.1, p.26-35, fev, 2005.
116. KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, v.75, n.2, p.457-463, nov, 2005.
117. KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.15, n.4, p.401-412, ago, 2004.
118. KONG, L.; H.U.K.; LI, D.; SONG, Y.; YANG, J.; WU, Z.; LIU, B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.23, n.1, p.65-74, jan-fev, 2008.
119. KORIOTH, T.W.; VERSLUIS, A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.** v.8, n.1, p.90-104, 1997.
120. KOYAMA, Y.; MITSUI, N.; SUZUKI, N.; YANAGISAWA, M.; SANUKI, R.; ISOKAWA, K.; SHIMIZU, N.; MAENO, M. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. **Arch. Oral Biol.**, v.53, n.5, p.488-496, maio, 2008.
121. KOZLOVSKY, A.; TAL, H.; LAUFER, B.Z.; LESHEM, R.; ROHRER, M.D.; WEINREB, M.; ARTZI, Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clin. Oral Implants Res.**, v.18, n.5, p.601-610, out, 2007.
122. KRENNMAIR, G, SCHMIDINGER, S, WALDENBERGER, O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.17, n.1, p.78-85, jan-fev, 2002.
123. LAI, C.H.; LIDELL, H.M. A review of parallel finite element methods on the DAP. **Appl. Math. Modelling**, v. 11, n. 5, p. 330-340, 1987.

124. LAI, H.C.; ZHANG, Z.Y.; WANG, F.; ZHUANG, L.F.; LIU, X.; PU, Y.P. Evaluation of soft-tissue alteration around implant-supported single-tooth restoration in the anterior maxilla: the pink esthetic score. **Clin. Oral Implants Res.**, v.19, n.6, p.560-564, jun, 2008.
125. LANYON, L.E.; RUBIN, C.T. Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling. **J. Biomech.**, v.17, n.12, p.897-905, 1984a.
126. LEE, J.S; LIM, Y.J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, 2012. DOI:10.1080/10255842.2012.654780
127. LEE, J.S.; CHO, I.H.; KIM, Y.S.; HEO, S.J.; KWON, H.B.; LIM, Y.J. Bone-implant interface with simulated insertion stress around and immediately loaded dental implant in the anterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.27, n.2, p.295-302, mar-abr, 2012.
128. LEKHOLM, U.; VAN STEENBERGHE, D.; HERRMANN, I; BOLENDER, C.; FOLMER, T.; GUNNE, J.; HENRY, P.; HIGUCHI, K.; LANEY, W.R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.6, p.627-635, jun, 1994.
129. LEKHOLM, U.; ZARB, G.A. Patient selection and preparation. In: BRÄNEMARK, P.I., ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publication Co. 1985. p.199-209.
130. LEMUS, L.M.; ALMAGRO, Z.; LEÓN, C. Origen y evolución de los implantes dentales. **Rev. Hab. Cienc. Méd.**, v.8, n.4, out-nov, 2009.
131. LIAO, SH.; TONG, RF.; DONG, JX. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. **Comput. Methods Programs Biomed.**, v.88, n.3, p.197-209, Dez, 2007.
132. LILL, W.; MATEJKA, M.; RAMBOUSEK, K.; WATZEK, G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.4, p.281-286, 1988.
133. LIMBERT, G.; VAN LIERDE, C.; MURARU, OL.; WALBOOMERS, XF.; FRANK, M.; HANSSON, S.; MIDDLETON, J.; JAECQUES, S. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based

- three-dimensional finite element study. **J. Biomech.**, v.43, n.7, p.1251-1261, maio, 2010.
134. LIN, C.H.; KUO, Y.C.; LIN, T.S. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical response in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. **Biomed. Eng. Appl. Basis Comm.**, v.17, n.1, p.44-49, fev, 2005.
 135. LIN, C.L.; CHANG, S.H.; CHANG, W.J.; KUO, Y.C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 115, n. 5, p. 408-416, out, 2007.
 136. LIN, C.L.; LIN, Y.H.; CHANG, S.H. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. **J. Biomech.**, v.43, n.4, p.644-651, mar, 2010.
 137. LIN, D.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v.2, n.5, p.410-432, out, 2009.
 138. LIN, T.S.; TSAI, F.D.; CHEN, C.Y.; LIN, L.W. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.143, n.2, p.182-189, fev, 2013.
 139. MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J. Oral Rehabil.**, v.33, n.1, p.75-8, jan, 2006.
 140. MATSUNAGA, S.; OKUDERA, H.; ABE, S.; TAMATSU, Y.; HASHIMOTO, M.; IDE, Y. The influence of bite force on the internal structure of the mandible through implant: three-dimensional and mechanical analysis using micro-CT and finite element method. **J. Oral Biosci.**, v.50, n.3, p.194-199, 2008.
 141. MELO, M.D.; SHAFLE, H.; OBEID, G. Implant survival rates for oral and maxillofacial surgery residents: a retrospective clinical review with analysis of resident level of training on implant survival. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v.64, n.8, p.1185-1189, ago, 2006.
 142. MELSEN, B.; LANG, N.P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.2, p.144-152, abr, 2001.

143. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; OZDEN, A.U. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. **Acta Odontol. Scand.**, v.69, n.6, p.374-384, nov, 2011.
144. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; OZDEN, A.U. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. **Acta Odontol. Scand.**, v.70, n.1, p.61-71, jan, 2012.
145. MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.15, n.4, p.519-526, jul-ago, 2000.
146. MIYAMOTO, Y.; OBAMA, T. Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial bone thickness in maxillary anterior implants: comparing immediate and delayed implant placement. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.31, n.3, p.215-225, jun, 2011.
147. MULLENDER, M.G.; HUISKES, R.; WEINANS, H. A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process. **J. Biomech.**, v.27, n.11, p.1389-1394, nov, 1994.
148. NISHIOKA, R.S.; DE VASCONCELLOS, L.G.; DE MELO NISHIOKA, G.N. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. **Implant Dent.**, v.20, n.2, p.e24-32, abr, 2011.
149. NISHIOKA, R.S.; DE VASCONCELLOS, L.G.; DE MELO NISHIOKA, L.N. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. **Implant Dent.**, v.18, n.6, p.512-520, dez, 2009.
150. NOACK, N.; WILLER, J.; HOFFMANN, J. Long-term results after placement of dental implants: Longitudinal study of 1,964 implants over 16 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.14, n.5, p.784-755, set-oct, 1999.
151. NORTON, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, v.8, n.4, p.290-298, ago, 1997.
152. NORTON, M.R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, v.81,

- n.2, p.159-166, fev, 1999.
153. NORTON, M.R.; GAMBLE, C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.1, p.79-84, fev, 2001.
 154. O'MAHONY, A.M.; WILLIAMS, J.L.; KATZ, J.O.; SPENCER, P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin. Oral Implants Res.**, v.11, n.5, p.415-421, out, 2000.
 155. O'MAHONY, A.M.; WILLIAMS, J.L.; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.6, p.648-657, dez, 2001.
 156. OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont. Res.**, v.54, n.3, p.133-142, jul, 2010.
 157. OLATE, S.; LYRIO, M.C.; DE MORAES, M.; MAZZONETTO, R.; MOREIRA, R.W. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v.68, n.2, p.414-419, fev, 2010.
 158. OLIVEIRA, E.J. Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro Ltda., 1997. p.29-65.
 159. ORTEGA-LOPES, R.; OLATE, S.; NOIA, C.F.; CHAVES NETTO, H.D.M.; MORAES, M.; MAZZONETO, R. Influencia del diámetro y longitud de implantes en la pérdida tardía de implantes dentales. **Int. J. Odontostomat.**, v.6, n.1, p.77-80, 2012.
 160. PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; DE MORAES, S.L.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; DE CARVALHO, P.S.; NORITOMI, P.Y. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. **J. Oral Implantol.** 2011. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00103>.
 161. PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; JUNIOR, J.F.; DE CARVALHO, P.S.; DE MORAES, S.L.; NORITOMI, P.Y. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. **J. Oral Implantol.**, v.38, n.5, p.587-594, out, 2012.
 162. PEREL, M.L. Endodontics or implants: is it that simple? **Implant. Dent.** v.15,

n. 2, p. 111, jun, 2006.

163. PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JUNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.** v.12, n.3, p.219-234, set, 2010.
164. PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.16, n.4, p.486-494, ago, 2005.
165. PIERMATTI, J.; YOUSSEF H.; LUKE A.; MAHEVICH, R.; WEINER, S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. **Implant Dent.**, v.15, n.4, p.427-435, dez, 2006.
166. PIERRISNARD, L.; RENOUEARD, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.5, n.4, p.254-262, 2003.
167. PITA, M.S.; ANCHIETA, R.B.; BARÃO, V.A.; GARCIA I.R.JR.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W.G. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J. Craniofac. Surg.**, v.22, n.6, p.2327-2331, nov, 2011.
168. QIAN, L.; TODO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, n.5, p.877-886, set-out, 2009.
169. QUARESMA, S.E.; CURY, P.R.; SENDYK, W.R.; SENDYK, C. A fnite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prothesis, abutment, implant, and supporting bone. **J. Oral Implantol.**, v.34, n.1, p.1-6, 2008.
170. RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.4, n.3, p.241-247, 1989.
171. REDDY, J.N. An introduction to the finite element method. 2º ed. New York: McGraw Hill, 1993. p.3-16.
172. RENOUEARD, F.; NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin. Oral Implant Res.**, v.17, n.S2, p.35-51, out, 2006.

173. RICHTER, E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, v. 61, n.5, p.602-609, maio, 1989.
174. RICHTER, E.J. In vivo horizontal bending moments on implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.13, n.2, p.232-244, mar-abr, 1998.
175. RODRIGUEZ, A.M.; AQUILINO, S.A.; LUND, P.S. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 1. **J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.41-46, mar, 1994.
176. RODRIGUEZ, A.M.; ROSENSTIEL, S.F. Esthetic considerations related to bone and soft tissue maintenance and development around dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, v.108, n.4, p.259-267, out, 2012.
177. ROMEO, E.; LOPS, D.; AMORFINI, L.; CHIAPASCO, M.; GHISOLFI, M.; VOGEL, G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.17, n.2, p.139-148, abr, 2006.
178. RUBIN, C.T.; LANYON, L.E. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. **J. Bone. Joint Surg. Am.**, v.66, n.3, p.397-402, mar, 1984b.
179. RUBIN, C.T.; LANYON, L.E. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. **Calcif. Tissue Int.**, v.37, n.4, p.411-417, jul, 1985.
180. RUBO, J.H.; CAPELLO SOUZA, E.A. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.12, n.2, p.105-113, jun, 2010.
181. SAAB, X.E.; GRIGGS, J.A.; POWERS, J.M.; ENGELMEIER, R.L. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, v.97, n.2, p.85-92, fev, 2007.
182. SAGAT, G.; YALCIN, S.; GULTEKIN, B.A.; MIJIRITSKY, E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. **Implant Dent.**, v.19, n.6, p.498-508, dez, 2010.
183. 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.7-8, p.271-282, set-nov, 2002.

184. SALVI, G.E.; LANG, N.P. Changing paradigms in implant dentistry. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, v.12, n.3, p.262- 272, 2001.
185. SCHROPP, L.; WENZEL, A.; KOSTOPOULOS, L.; KARRING, T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.23, n.4, p.313-323, ago, 2003.
186. SCHULTE, J.; FLORES, A.M.; WEED, M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.98, n.1, p.1-5, jul, 2007.
187. SCHWARZ M.S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.11, p.S156-158, 2000.
188. SCHWEITZER, J.M.; SCHWEITZER, R.D.; SCHWEITZER, J. Free-end pontics used on fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v.20, n.2, p.120-138, ago, 1968.
189. SENNERBY, L.; ROOS, J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.5, p.408-420, set-out, 1998.
190. SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.1, p.19-27, jan-fev, 1997.
191. SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILICARSLAN, M.A.; 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.**, v.93, n.3, p.227-234, mar, 2005a.
192. 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. B Appl. Biomater.**, v.73, n.1, p.140-147, abr, 2005b.
193. SHEN, W.L.; CHEN, C.S.; HSU, M.L. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.25, n.5, p.901-910, set-out, 2010.

194. SILVA, E.F., PELLIZZER, E.P, VILLA, L.M.R, MAZARO, J.V.Q.; VEDOVATTO, E.; VERRI, F.R. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição do estresse. **Implant News**, v.4, n.5, p.549-554, 2007.
195. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v.49, n.6, p.843-848, jun, 1983.
196. SMEDBERG, J.I.; NILNER, K.; RANGERT, B.; SVENSSON, S.A.; GLANTZ, S.A. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin. Oral Implant Res.** v.7, n.1, p.55-63, mar, 1996.
197. SOARES, M.A.D.; PEREIRA, V.A.; SANTOS, A.Z., LENHARO, A.; LUIZ, N. E. Estudo comparativo entre diferentes conexões para implantes dentários. **Implant News**, v.6, n.6, p.685-691, 2009.
198. SOLIDWORKS. Comprensión del análisis no lineal. Informe técnico. 2011. Disponível em: <http://soluciones.ibermatica.com/vdoc/resource/filecenter/document/042-000025-00/1.0%20Análisis%20no%20lineal>
199. STEGAROIU, R.; KHRAISAT, A.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.19, n.5, p.735-742, set-out, 2004.
200. STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.13, n.1, p.82-90, jan-fev, 1998.
201. SÜTPIDELER, M.; ECKERT, S.E.; ZOBITZ, M.; AN, K.N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.19, n.6, p.819-825, nov-dez, 2004.
202. TABATA, L.F.; ASSUNCAO, W.G.; ADELINO RICARDO BARAO, V.; DE SOUSA, E.A.; GOMES, E.A.; DELBEN, J.A. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. **J. Craniofac. Surg.**, v.21, n.1, p.182-187, jan, 2010.
203. TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone

- around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.18, n.3, p.357-368, maio-jun, 2003.
204. TANG, C.B.; LIU, S.Y.; ZHOU, G.X.; YU, J.H.; ZHANG, G.D.; BAO, Y.D.; WANG, Q.J. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. **Int. J. Oral Sci.**, v.15, n.4, p.101-108, jun, 2012.
205. TARNOW, D.P.; CHO, S.C.; WALLACE, S.S. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. **J. Periodontol.**, v.71, n.4, p.546-549, abr, 2000.
206. TAWIL, G.; YOUNAN, R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.18, n.6, p.894-901, nov-dez, 2003.
207. TAYLOR, W.R.; ROLAND, E.; PLOEG, H.; HERTIG, D.; KLABUNDE, R.; WARNER, M.D.; HOBATHO, M.C.; RAKOTOMANANA, L.; CLIFT, S.E. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. **J. Biomech.**, v.35, n.6, p.767-773, jun, 2002.
208. TEIXEIRA, E.R.; SATO, Y.; AKAGAWA, Y.; SHINDOI, N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. **J. Oral Rehabil.**, v.25, n.4, p.299-303, abr, 1998.
209. TEPPER, G.; HAAS, R.; ZECHNER, W.; KRACH, W.; WATZEK, G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. **Clin. Oral Implant Res.**, v.13, n.6, p.657-665, dez, 2002.
210. TONELLA, B.P.; PELLIZZER, E.P.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; FERRACO, R.; DE FARIA ALMEIDA, D.A. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. **J. Craniofac. Surg.**, v.22, n.6, p.2060-2063, nov, 2011.
211. TSUGE, T.; HAGIWARA, Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent. Mater. J.**, v.28, n.4, p.373-381, jul, 2009.
212. TURNER C.H. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. **Bone**, v.23, n.5, p.399-407, nov, 1998.
213. TURNER, C.H.; RHO, J.; TAKANO, Y.; TSUI, T.Y.; PHARR, G.M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two

- microscopic measurement techniques. **J. Biomech.**, v.32, n.4, p.437-441, abr, 1999.
214. VAILATI, F.; BELSER, U.C. Replacing four missing maxillary incisors with regular- or narrow-neck implants: analysis of treatment options. **Eur. J. Esthet. Dent.**, v.2, n.1, p.42-57, 2007.
215. VAN DER LINDEN, J.C.; BIRKENHAGER-FRENKEL, D.H.; VERHAAR, J.A.; WEINANS, H. Trabecular bone's mechanical properties are affected by its non-uniform mineral distribution. **J. Biomech.**, v.34, n.12, p.1573-1580, dez, 2001.
216. VAN LENTHE, G.H.; STAUBER, M.; MULLER, R. Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. **Bone**, v.39, n.6, p.1182-1189, dez, 2006.
217. VAN OOSTERWYCK, H.; DUYCK, J.; VANDER SLOTEN, J.; VAN DER PERRE, G.; DE COOMAN, M.; LIEVENS, S.; PUERS, R.; NAERT, I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.9, n.6, p.407-418, dez, 1998.
218. VELA-NEBOT, X.; MENDEZ-BLANCO, V.; RODRIGUEZ-CIURANA, X.; SEGALA-TORRES, M.; GIL-LOZANO, J.A. Implant positioning when replacing the four maxillary incisors: a platform-switched treatment option. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.31, n.4, p.375-381, jul-ago, 2011.
219. WAKABAYASHI, N.; ONA, M.; SUZUKI, T.; IGARASHI, Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J. Dent.**, v.36, n.7, p.463-471, jul, 2008.
220. WAKIMOTO, M.; MATSUMURA, T.; UENO, T.; MIZUKAWA, N.; YANAGI, Y.; IIDA, S. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. **Clin. Oral Implants Res.**, v.23, n.11, p.1314-1319, nov, 2012.
221. WANG, R.F.; KANG, B.; LANG, L.A.; RAZZOOG, M.E. The dynamic natures of implant loading. **J. Prosthet. Dent.**, v.101, n.6, p.359-371, jun, 2009.
222. WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.8, n.1, p.19-31, 1993.
223. WEINBERG, L.A. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. **J. Oral Implantol.**, v.27, n.6, p.293-301, 2001.

224. WILLIAMS, K.R.; WATSON, C.J.; MURPHY, W.M.; SCOTT, J.; GREGORY, M.; SINOBAD, D. 1990. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v.21, n.7, p.563-570, jul, 1990.
225. WINTER, W.; KRAFFT, T.; STEINMANN, P.; KARL, M. Quality of alveolar bone--Structure-dependent material properties and design of a novel measurement technique. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v.4, n.4, p.541-548, maio, 2011.
226. WISKOTT, H.W.; BELSER, U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin. Oral Implants Res.**, v.10, n.6, p.429-444, dez, 1999.
227. XINGHUA, Z.; H.E.G.; DONG, Z.; BINGZHAO, G. A study of the effect of non-linearities in the equation of bone remodeling. **J. Biomech.**, v.35, n.7, p.951-960, jul, 2002.
228. YOKOYAMA, S.; WAKABAYASHI, N.; SHIOTA, M.; OHYAMA, T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v.91, n.3, p.234-240, mar, 2004.
229. YOUSEF, H.; LUKE, A.; RICCI, J.; WEINER, S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. **Implant. Dent.**, v.14, n.4, p.378-82, dez, 2005.