



CAMILA LIMA DE ANDRADE

**INFLUÊNCIA DA ANCORAGEM APICAL NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA E
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES SUB-CRISTAIS**

PIRACICABA

2012



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CAMILA LIMA DE ANDRADE

**INFLUÊNCIA DA ANCORAGEM APICAL NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA E
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES SUB-CRISTAIS**

Orientadora: Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury

Dissertação de mestrado apresentada à
Faculdade de Odontologia de Piracicaba da
Unicamp para obtenção do título de Mestra
em Clínica Odontológica na área de Prótese
Dental.

Este exemplar corresponde à versão final da
dissertação defendida pela aluna, e
orientada pela Profa. Dra. Altair Antoninha
Del Bel Cury.

Assinatura da Orientadora

PIRACICABA, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

An24i Andrade, Camila Lima de, 1984-
Influência da ancoragem apical na estabilidade primária e
comportamento biomecânico de implantes sub-cristais / Camila
Lima de Andrade. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Altair Antoninha Del Bel Cury.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Ancoragem óssea. 3. Análise de
elemento finito. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha, 1948- II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia
de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Influence of the apical anchorage on primary stability and
biomechanical behavior of subcrestal implants

Palavras-chave em Inglês:

Dental implants

Bone anchorage

Finite element analysis

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Altair Antoninha Del Bel Cury [Orientador]

Bruno Salles Sotto Maior

Fernanda Faot

Data da defesa: 14-12-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



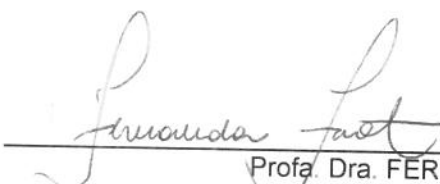
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 14 de Dezembro de 2012, considerou a candidata CAMILA LIMA DE ANDRADE aprovada.


Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY


Prof. Dr. BRUNO SALLES SOTTO MAIOR


Profa. Dra. FERNANDA FAOT

201305280

DEDICATÓRIA

*Dedico esse trabalho aos meus grandes amores, especialmente aos meus pais **Eduardo e Areadne Helena**; minha sobrinha-afilhada **Luisa** e sua mãe **Erika**; meu futuro esposo **Arnaldo**, minha avó **Maria**; minhas “filhas” lindas **Layka, Fada e Lullie** e a todos meus **familiares e amigos** verdadeiros que sempre estiveram ao meu lado.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, a quem serei eternamente grata por ter me aceitado sem qualquer hesitação como sua orientada em um momento muito delicado de minha trajetória na pós-graduação. Por me incentivar e a nunca desistir do sonho de me tornar doutora nesta instituição, mesmo quando ainda nem era sua orientada. Agradeço por todas as palavras de apoio, aos ensinamentos e incentivo ao estudo e a pesquisa. A admiro pela sua postura profissional e empenho em manter este curso um modelo de excelência e referência para tantas outras Instituições de Ensino. É com muita satisfação que digo que sou sua orientada e poder aprender com a senhora. Muito obrigada por tudo!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Fernando Ferreira Costa**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor, **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior**, e do Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, a quem não poderia deixar de agradecer por todos os ensinamentos, sua dedicação como mestra e coordenadora desta Instituição e por toda sua orientação e ajuda.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Prof. Dr. Márcio de Moraes**.

Aos professores de pós-graduação em clínica odontológica, especialmente aos da área de prótese dental, **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, **Profa. Dra. Renada Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, **Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, **Prof. Dr. Wander José da Silva**, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva** e **Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva**, que contribuíram com minha formação profissional e acadêmica. Aos dois últimos professores agradeço também por todos os ensinamentos na Especialização em Prótese Dental, grande parte do que hoje sei e realizo em clínica odontológica devo a vocês.

Agradeço à **Deus e Nossa Senhora de Nazaré**, os primeiros a quem sempre recorri nos momentos em que mais precisei. Agradeço pelo dom da vida e pelas pessoas especiais que me cercam. Nos momentos mais difíceis, em que pensei em largar tudo, foi em Ti Senhor que sempre me amparei. Nos momentos felizes, Teu nome sempre foi mencionado como agradecimento pela dádiva alcançada. Obrigada por ter me proporcionado paz e tranquilidade para a realização dessa obra e por iluminar meu caminho e me dar forças para seguir em frente.

Aos meus pais, **Eduardo e Areadne Helena Andrade**, que sempre estiveram ao meu lado, sendo meus melhores amigos. Vocês que protegeram, lutaram, sorriram e choraram a todo instante com meus aprendizados e conquistas. Vocês que me ensinaram a ser quem hoje sou, a ser forte e determinada. Sinto e tenho o amor de vocês em todos os momentos de minha vida.

Ao meu grande amor **Arnaldo Gonçalves Junior**, futuro esposo, por tudo que você é e representa em minha vida. Você é significado de amor verdadeiro, de que vale a pena esperar todo esse tempo para um dia convivermos diariamente. Você é pessoa admirável, não só pelo seu profissionalismo, mas pelo que há dentro de você, com inúmeras qualidades. Você é além de meu grande amor, um dos maiores incentivadores de minha carreira profissional. Amor não se pede, simplesmente acontece e ainda bem que você chegou na hora certa! Amar você me faz muito mais feliz!

À minha irmã **Erika Andrade**, meu cunhado **Wanderley Andrade** e ao fruto desse amor, minha querida e linda sobrinha-afilhada **Luisa**. Vocês são exemplos de amor e família.

Aos meus queridos avós paternos **Maria e Odilon Andrade** (in memoriam). Tenho certeza que de algum lugar o senhor sente orgulho em ver sua neta seguindo seus passos profissionais, também dedicados ao ensino. A minha avó pela sua humildade, simplicidade, carinho, paciência, seus conselhos e suas orações. Agradeço por ter a palavra de incentivo, o colo que aninha, o ombro que apoia e o coração bondoso que colhe, características que cabem perfeitamente para a verdadeira matriarca desta família.

Aos meus familiares, tios e tias, primos e primas que sempre me acolhem e mimam todas as vezes que estou em nossa cidade. Vocês fazem muita falta no dia-a-dia.

Às minhas amigas-irmãs **Ellen Martins** e **Ariane Marinho**, pela amizade verdadeira. Vocês são presentes de Deus em minha vida! A vocês dedico um trecho de uma canção: “Amigo é coisa para se guardar, no lado esquerdo do peito, mesmo que o tempo e a distância digam “não”, mesmo esquecendo a canção, o que importa é ouvir, a voz que vem do coração. Pois seja o que vier, venha o que vier, qualquer dia, amigo, eu volto a te encontrar. Qualquer dia, amigo, a gente vai se encontrar.

À minha querida amiga **Livia Forster**, a quem tive o prazer de conhecer nesta Faculdade e que sempre me apoiou, incentivou e é meu ombro amigo para todas as horas.

À amiga **Letícia Machado**, pela amizade verdadeira, por toda ajuda na confecção deste trabalho. Obrigada pela disponibilidade e por sempre ter sido minha amiga desde o início do mestrado em 2010.

À **Isabella Vieira e Indira Cavalcanti**, pela convivência diária, harmonia do lar e amizade.

Aos amigos paraenses da FOP, **Patrícia Feio, Miki Saito e Deborah Lameira**, agradeço pela amizade e aos inúmeros encontros para degustarmos a nossa requintada culinária, assim ficamos mais próximos da nossa querida Belém do Pará.

Aos colegas **Plínio Senna, Bruno Sotto-Maior e Germana Camargos**, sem vocês esse momento não existiria, agradeço enormemente pela ajuda e suporte para a elaboração desta obra.

Aos colegas da Pós-Graduação do laboratório da PPR, **Ana Paula Martins, Andréa Vasconcellos, Antônio Pedro Ricomini, Camila Heitor, Carolina Meloto, Cindy Dodo, Dimorvan Bordin, Francisco Girundi, Germana Camargos, Giselle Rodrigues Ribeiro, Indira Cavalcanti, Kelly Andrade, Larissa Vilanova, Letícia Machado, Lis Meirelles, Lívia Forster, Luana Aquino, Marcelle Pimentel, Martinna Bertolini, Paula Bavia, Priscilla Lazari, Silvia Lucena, Thaís Gonçalves, Yuri Cavalcanti** obrigada pela convivência sempre agradável.

À técnica **Sra. Gislaine Piton** do Laboratório de Prótese Parcial Removível, por ser tão atenciosa e disposta a ajudar.

As **Sras. Érica Alessandra Pinho Sinhoreti e Raquel Q. Marcondes Cesar Sacchi**, secretárias da Coordenadoria Geral dos Programas de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba; à **Priscilla Zuzi Boldrin**, secretária o Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica e à **Eliete Aparecida Ferreira Marim** secretária do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela atenção e disponibilidade.

A todos que em algum momento estiveram ao meu lado nesta jornada, meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

Este estudo avaliou a influência da ancoragem apical de implantes sub-cristais com plataforma switching em região posterior de maxila quanto a estabilidade primária e comportamento biomecânico. Quatro modelos de ancoragem óssea foram utilizados nas avaliações: implante de 4,0 x 13 mm de comprimento fixado bicorticalmente (A), implante de 4,0 x 11 mm de comprimento ancorado apenas na cortical da crista (B) ou 2 milímetros posicionados sub-cristal com (C) ou sem (D) o ápice ancorado no osso cortical do assoalho do seio maxilar. A estabilidade primária foi verificada pelo torque de inserção e medida de frequência de ressonância (ISQ) de implantes inseridos em blocos de poliuretano (n=5). O comportamento biomecânico foi obtido através de análise por elementos finitos (AEF), em que os modelos virtuais foram construídos para representar as diferentes ancoragens ósseas. O tecido ósseo foi considerado anisotrópico e um coeficiente de fricção de 0,3 foi utilizado na interface osso-implante para simular carregamento imediato. Todos os modelos foram carregados com 200 N de força distribuída em três pontos oclusais na coroa cerâmica do pré-molar para simular contato cêntrico ou um contato na cúspide vestibular para simular contato excêntrico. A ancoragem do ápice na cortical óssea aumentou a estabilidade primária dos implantes sub-cristais (torque de inserção 43.2 ± 4.1 ; ISQ 77.2 ± 2.4), entretanto, também aumentou os valores de tensão / deformação quando comparado com o implante sub-cristal ancorado apenas em osso trabecular. O osso trabecular é capaz de dissipar as tensões pelo aumento da micromovimentação, especialmente sob carga excêntrica. A ancoragem do ápice dos implantes sub-cristais na cortical do seio maxilar é benéfica do ponto de vista biomecânico, por direcionar as forças tanto cêntricas quanto excêntricas para a região cortical e contribuir para diminuir a micromovimentação do implante.

Palavras-chave: implantes dentários; ancoragem óssea; perda óssea; remodelação óssea; estabilidade primária; carga imediata; análise de elemento finito.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of apical anchorage of implants with platform switching at posterior maxilla on primary stability and biomechanical behavior of subcrestal implants. Four anchorage designs were used in evaluations: one 4.0×13 mm length implant was fixed bicortically (A), and one 4.0×11 mm length implant was anchored only in crestal cortical (B) or positioned 2 mm subcrestally with (C) or without (D) its apex anchored in cortical bone. Primary stability was accessed by insertion torque and resonance frequency measurements (ISQ) of implants inserted in polyurethane blocks (n=5). The biomechanical behavior was accessed by finite element analysis (FEA), in which virtual models were constructed to representing one of the anchorage designs. The bone tissue was considered anisotropic and a 0.3 frictional coefficient was used at the implant–bone interface to simulate immediate placement. All models were loaded with 200 N force distributed over three occlusal points on the premolar ceramic crown to simulate centric contacting or over one contact at buccal cusp to simulate eccentric contacting. The anchorage of apex into cortical bone testing material improved the primary stability of subcrestal implants (insertion torque 43.2 ± 4.1 ; ISQ 77.2 ± 2.4); however, the stress/strain values also increased when compared to the subcrestal implant anchored only into trabecular bone. The trabecular bone is able to dissipate the stresses by increasing micromotion, especially at eccentric loading. The anchorage of subcrestal implant apex into sinus floor cortical bone is biomechanically beneficial, for directing the centric and eccentric forces to cortical region and reduces the micromotion implant.

Keywords: dental implants; bone anchorage; bone loss; bone remodeling; primary stability; immediate loading; finite element analysis.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1. Estabilidade Primária dos Implantes	5
2.2. Comportamento biomecânico.....	15
3. PROPOSIÇÃO.....	28
4. MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1. Delineamento Experimental	29
4.2. Avaliação da estabilidade primária.....	31
4.2.1. Confeção dos blocos de poliuretano.....	31
4.2.2. Inserção dos implantes e análise da estabilidade primária.....	34
4.3. Análise biomecânica – AEF.....	36
4.3.1. Confeção dos modelos virtuais	36
4.3.2. Análise Numérica.....	37
4.3.3. Condições de Contorno e Carregamento:	39
4.4. Análise dos dados.....	40
4.4.1. Torque de inserção e Frequência de Ressonância	40
4.4.2. Análise Biomecânica	40
5. RESULTADOS	41
5.1. Estabilidade Primária dos Implantes	41
5.2. Comportamento Biomecânico pelo Método dos Elementos Finitos	43
6. DISCUSSÃO.....	50
7. CONCLUSÃO	60

REFERÊNCIAS.....	61
Anexo 1: (A) Modelo tridimensional com ancoragem bicortical obtido no SolidWorks Premium 2011 com todas as estruturas modeladas. (B) Pontos de contato na coroa do 2º pré-molar em oclusão cêntrica.	67
Anexo 2: Geração da malha para o modelo B no software de análise de tensões ANSYS Workbench.....	68

1. INTRODUÇÃO

O processo de osseointegração de implantes dentários envolve uma série de processos fisiológicos de reabsorção e aposição óssea, em que a formação do osso ao redor dos implantes é de extrema importância para permitir a ligação entre osso-implante (Van Oosterwyck, 1998). A fim de tornar esse processo viável, é necessária a obtenção de adequada estabilidade inicial e o controle da transmissão de cargas, com o objetivo de evitar falhas e perdas do implante (Andrés-García *et al.*, 2009). A estabilidade inicial é conhecida como estabilidade primária, definida como a resistência máxima ao movimento do implante após sua inserção, resultante da interligação inicial entre osso e corpo do implante (Rabel *et al.*, 2007).

A estabilidade primária do implante afeta diretamente a estabilidade secundária quando se consideram os resultados posteriores atingidos pelo subsequente contato osteogênico e remodelação óssea até a osseointegração completa. Os determinantes da estabilidade primária de um implante estão relacionados à técnica cirúrgica utilizada, desenho do implante, superfície do implante, propriedades mecânicas do tecido ósseo que determinarão a qualidade/quantidade óssea, acrescidos pelo tipo de carregamento do implante (Ahn *et al.*, 2012; Trisi *et al.*, 2011; Bilhan *et al.*, 2010; Andrés-García *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2009; Rabel *et al.*, 2007; Glauser *et al.*, 2004; Geng *et al.*, 2001).

O carregamento imediato dos implantes simplifica o tratamento pela redução do tempo para colocação da prótese, sendo o mais conveniente ao paciente devido à estética que proporciona pela instalação da prótese no período da reparação tecidual. Alguns autores afirmam que o fator mais importante para o sucesso do implante é garantir adequada estabilidade primária após a sua inserção, especialmente quando o carregamento imediato é planejado (Xiao *et al.*, 2012; Javed & Romanos, 2010; Wang *et al.*, 2009; Sennerby & Meredith, 2008). A interligação inicial do implante com o osso alveolar estabelece o limite de micromovimentação entre 50-150µm para prevenir a formação de tecido fibroso.

Ao lado do desenho do implante e da técnica cirúrgica, sabe-se que a estabilidade primária é claramente afetada pela qualidade óssea (Sevimay *et al.*, 2005).

A região posterior de maxila é caracterizada por uma fina cortical óssea e osso trabecular de baixa densidade, sendo que os implantes nesta região mostram as maiores taxas de insucesso (Goellner *et al.*, 2011; Rabel *et al.*, 2007). Por isso, o uso da cortical óssea do seio maxilar como auxiliar na ancoragem apical pode ser um método para aumentar a estabilidade primária dos implantes (Ahn *et al.*, 2012).

A ancoragem bicortical foi primeiramente proposta por Branemark *et al.* (1984) para melhorar a estabilidade primária baseado em procedimentos convencionais. Seguindo essa linha, alguns autores indicam para o carregamento imediato de implantes a ancoragem em osso cortical tanto apical quanto da crista óssea alveolar a fim de garantir maior estabilidade primária (Ahn *et al.*, 2012; Wang *et al.*, 2009; Glauser *et al.*, 2004).

Para a reabilitação estética e funcional de próteses implanto-suportadas faz-se necessária a preservação de tecido ósseo peri-implantar. A quantidade e qualidade de osso adjacente ao implante afeta não apenas a estabilidade primária para posterior osseointegração, como também influencia na forma e contorno dos tecidos moles que recobrem os implantes (Donavan *et al.*, 2010). Nesse sentido, os implantes com plataforma switching tem ganhado bastante atenção devido seu efeito positivo tanto na perda óssea alveolar, pelo uso de abutments com diâmetro reduzido, os quais diminuem o risco de inflamação dos tecidos moles peri-implantares, quanto no estabelecimento de um perfil de emergência adequado para a restauração final, importante para o resultado estético do tratamento (Al-Nsour *et al.*, 2012). Alguns autores, baseados em análises por elementos finitos, também sugerem que o uso deste tipo de plataforma reduz as tensões na interface osso-implante e na região cortical de crista óssea alveolar por direcionar as tensões para o osso trabecular durante carregamento. (Chang *et al.*, 2010; Baggi *et al.*, 2008).

A combinação do conceito de plataforma switching e o posicionamento sub-cristal (abaixo da crista óssea alveolar) dos implantes parece ter um efeito adicional no fornecimento de suporte aos tecidos moles sobrejacentes, permitindo uma maior integração do implante e proporcionando excelente estética. Entretanto, este procedimento pode comprometer a estabilidade primária do implante de modo que a ancoragem ficaria às expensas apenas do trabeculado ósseo abaixo da crista óssea alveolar. Dessa forma, com o intuito de melhorar a estabilidade primária quando da programação de carga imediata em implantes sub-cristais, o assoalho do seio maxilar composto por cortical óssea poderia ser utilizado para ancorar o ápice do implante.

O parâmetro clínico mais frequentemente utilizado para prever a estabilidade primária dos implantes é a mensuração do torque de inserção durante o posicionamento do implante e o uso da análise de frequência de ressonância (Ahn *et al.*, 2012; O'Sullivan *et al.*, 2000). Valores altos de torque de inserção e de quociente de estabilidade primária (ISQ) indicam alta estabilidade primária e, conseqüentemente, menor movimentação entre osso-implante. A literatura recomenda valores acima de 32 Ncm para o torque de inserção para a indicação de carregamento imediato (Canullo *et al.*, 2011; Andrés-García *et al.*, 2009;), contudo não se sabe se a ancoragem do ápice do implante em cortical óssea garante esta estabilidade primária mínima dos implantes posicionados abaixo da crista óssea alveolar (sub-cristal) na região posterior de maxila.

O padrão de carregamento oclusal influencia sobremaneira a micromovimentação do implante e remodelação óssea marginal. Baseada na análise por elementos finitos, as maiores concentrações de tensão são na região marginal do osso, principalmente quando forças laterais ou oblíquas são aplicadas (Goellner *et al.*, 2011; Huang *et al.*, 2010; Ding *et al.*, 2009; Huang *et al.*, 2008).

Na literatura científica, ainda não foi investigada a estabilidade primária juntamente com a análise de distribuição de tensão de implantes localizados em região posterior de maxila quando submetidos ao carregamento imediato, bem como as conseqüências biomecânicas da ancoragem de implantes sub-cristais na

cortical óssea apical. Especula-se que a mudança de fulcro da região da crista óssea alveolar para a cortical apical pode alterar a resistência ao deslocamento dos implantes sub-cristais, especialmente quando submetidos ao carregamento excêntrico. Então, devido à informação limitada atualmente disponível (Almeida *et al.*, 2012), a importância do estudo decorre da avaliação da influência da ancoragem dos implantes sub-cristais na região posterior de maxila quanto à estabilidade primária e comportamento biomecânico, associando a abordagem *in vitro* e análise não linear pelo método de elementos finitos (MEF).

2. REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão da literatura foi dividida em subcapítulos para abordar de forma didática os principais assuntos relacionados ao estudo: a estabilidade primária dos implantes e o comportamento biomecânico dos componentes do sistema implantar, como o tecido ósseo peri-implantar e os implantes propriamente ditos pela avaliação numérica por meio do método de elementos finitos. Essas análises foram complementadas com alguns estudos clínicos relacionados ao assunto.

2.1. Estabilidade Primária dos Implantes

A estabilidade primária dos implantes é medida após a inserção do implante, servindo como importante predictor no prognóstico do sucesso dos implantes. Quanto maior a estabilidade primária, menor é a micromovimentação entre a superfície do implante e o tecido ósseo circunjacente, permitindo assim reparação e osseointegração satisfatórias (Glauser *et al.*, 2004). Neste sub-capítulo, está descrito a concentração dos esforços dos pesquisadores na busca de desvendar a melhora na estabilidade primária dos implantes, seja pela técnica cirúrgica, método de preparação do sítio receptor, desenho do implante e ancoragem óssea realizados.

Um método cientificamente estabelecido para avaliar a estabilidade primária é a mensuração do torque de inserção. O torque máximo de inserção é necessário para inserir o implante no sítio receptor, e é altamente dependente da qualidade óssea, como mostram os autores neste sub-capítulo, pois quanto maior o torque de inserção, maior é a densidade óssea (Trisi *et al.*, 2009). Certamente, o torque de inserção está integrado nos sistemas de motores cirúrgicos comercialmente disponíveis.

Uma técnica não invasiva já bem estabelecida na literatura científica e comprovadamente validada para a mensuração da estabilidade de implantes é a análise de frequência de ressonância (RFA), podendo ser usada repetidamente em diversas fases do tratamento, tanto na fase operatória quanto pós-operatória. As ondas captadas são em Hertz (Hz) convertidos em um valor numérico,

conhecido como quociente de estabilidade primária (ISQ), o qual pode ser comparado independente do sistema de implante utilizado. A escala varia de 1-100 e quanto maior o valor de ISQ, mais segura é a forma como o implante está sendo ancorado ao osso de suporte. Outra técnica não invasiva para a avaliação da estabilidade do implante é a avaliação através do Periotest (Siemens, Alemanha). Este instrumento eletrônico foi idealizado para mensurar as características de amortecimento do ligamento periodontal em torno de um dente, estabelecendo um valor para a sua mobilidade e tem sido amplamente utilizado para mensurar a mobilidade do implante. Existem, entretanto, variáveis que podem influenciar no valor do Periotest, e comparando-se a RFA esta é uma técnica mais precisa para medir a estabilidade do implante (Rabel *et al.*, 2007).

A literatura preconizava um período de cicatrização sem carregamento como pré-requisito para a osseointegração dos implantes. Então Szmukler-Moncler *et al.* (1998) analisaram através de revisão de literatura se este período de cicatrização sem carregamento era validado na literatura experimental. Dados histológicos *in vivo* foram averiguados pelos autores com o intuito de identificar o efeito dos protocolos iniciais de carregamento na interface osso-implante. Algumas formas de carregamento foram identificadas e divididas em grupos de acordo com o desenho do implante e do tipo de prótese e pela magnitude de movimento na interface osso-implante. Respostas histológicas específicas para o carregamento de implantes (formação fibrosa ou osseointegração) sugeriram relação direta com o desenho do implante, tipo de prótese e o tipo de carregamento. O carregamento precoce não foi considerado prejudicial para a osseointegração. Apenas a micromovimentação excessiva foi diretamente relacionada com a formação de encapsulação fibrosa. A literatura tem preconizado a existência de um limiar crítico para a micromovimentação entre 50 e 150µm.

Ivanoff *et al.* (2000) avaliaram através de um estudo longitudinal de 15 anos, a influência da ancoragem bicortical e monocortical na estabilidade de implantes maxilares padrão Branemarck quanto à taxa de sobrevivência e perda óssea marginal. No total, 207 implantes de 10mm de comprimento foram

avaliados, sendo que 110 possuíam ancoragem monocortical e 97 apresentavam ancoragem bicortical, estando a maioria desses (190 implantes) instalados em osso de qualidade tipo 3. Os implantes bicorticais falharam aproximadamente 4 vezes mais que os monocorticais, sendo as fraturas dos implantes as causas mais prevalentes. A perda óssea marginal para ambos os grupos foi menor que 1mm, sugerindo que a ancoragem apical não exerceu influência clinicamente significativa na remodelação óssea marginal. Como tentativa de explicação para o acentuado número de falhas com o uso da ancoragem bicortical, principalmente relacionada à fratura dos implantes, os autores apontaram maior indução de tensão e forças de flexão, resultando em possíveis desencaixes da prótese. Foram notadas a presença desfavorável de relação entre arcos antagonistas e mesas oclusais altas para compensar a grande perda dos tecidos duros e moles.

O'Sullivan *et al.* (2000) compararam a estabilidade primária de cinco tipos de desenhos de implantes posicionados em osso tipo 2, 3 e 4 maxilar de cadáveres humanos. A estabilidade primária foi medida através do torque de inserção e de análise de frequência de ressonância logo após a inserção dos implantes e foi utilizado também o torque de remoção medido após 1 hora de inserção para comparar 5 tipos de geometrias de implantes e topografia de superfície. Os implantes testados foram: 1) Titânio padrão rosqueável (Nobel Biocare AB), 2) Mark II auto-rosqueável (Nobel Biocare AB), 3) Mark IV cônico auto-rosqueável (Nobel Biocare AB), 4) Astra Tioblast (Astra Tech) e 5) Osteotite 3i (3i Implant). Todos os implantes testados apresentavam 13mm de comprimento e demonstraram uma boa estabilidade primária no osso tipo 2 e 3. O implante Mark IV manteve maior nível de estabilidade primária em osso tipo IV, apresentando maiores valores para torque de inserção e frequência de ressonância (7,99Hz), indicando maior rigidez na interface osso-implante que os demais implantes avaliados. Os autores atribuíram essa diferença ao desenho do implante, pois o implante Mark IV apresentou configuração cônica e dupla roscas, em contraposição às roscas simples dos demais implantes cilíndricos. Com relação à frequência de ressonância, os implantes 1, 2, 3 e 4 posicionados em

osso tipo 2, alcançaram valores acima de 7,10Hz, indicando alta rigidez interfacial entre osso-implante; já o implante 5 teve 6,91Hz de média, mas ainda assim este valor foi considerado um bom indicador de estabilidade primária clínica.

Glauser *et al.* (2004) investigaram a estabilidade dos implantes por repetidas medidas de RFA durante 1 ano em 23 pacientes que receberam implantes imediatos ou recentes (11 dias após cirurgia) em diferentes regiões da maxila e mandíbula. Dentre os critérios de inclusão, foi permitido pacientes fumantes, que apresentaram sinais de desgaste oclusal e atividades parafuncionais, como bruxismo/apertamento. Oitenta e um implantes Nobel Biocare (50 maxilares e 31 mandibulares) foram instalados usando baixa rotação a 30 rpm. Os valores de frequência de ressonância foram medidos em ISQ (coeficiente de estabilidade primária). Em um ano, 9 implantes foram perdidos, com uma taxa de falha de 11%, ocorrida durante a 2ª a 47ª semana após instalação das conexões protéticas. As medidas de RFA mostraram média de 6,48kHz (ISQ 68), indicando alta estabilidade primária na maioria dos implantes. A estabilidade média para todos os implantes diminuiu para 6,10kHz (ISQ 60) durante os primeiros 2 meses, e após esse período estabilizou-se para posteriormente aumentar até os 12 meses de avaliação. A estabilidade foi estatisticamente menor após 1-3 e 6 meses comparada com a medida inicial. Os autores concluíram que baixos níveis de RFA após o 1º e 2º meses indicaram risco aumentado para fracasso do implante sob carga imediata, pois esses primeiros meses são o tempo necessário para a maturação e formação óssea ao redor dos implantes. O estudo mostrou que os implantes que falharam demonstraram diminuição contínua da estabilidade até a perda final. Essa informação pode ser útil para evitar perdas de implante, evitando assim o carregamento oclusal imediato com a diminuição dos valores de estabilidade do implante em função do tempo.

Akça *et al.* (2006) mostraram a existência de correlação entre os valores de torque de inserção e o coeficiente de estabilidade primária quando posicionaram 2 diferentes sistemas de implantes em região anterior e posterior de maxila e

mandíbula em cadáveres humanos. Os valores de torque de inserção e ISQ foram mensurados para determinar a estabilidade primária. Os autores concluíram que o torque de inserção foi mais sensível como indicador da estabilidade primária do que o coeficiente de estabilidade primária (ISQ).

Rabel *et al.* (2007) investigaram a existência de correlação entre a estabilidade primária medida por RFA com torque de inserção para dois sistemas de implantes cônicos: não auto-rosqueável (Ankylos) e auto-rosqueável (Camlog), visto que estudos anteriores revelaram relação existente entre valores de RFA de implantes imediatamente inseridos e três meses após o período de cicatrização. A análise de curva de torque de inserção foi também avaliada, devido a sua raridade de análise na literatura especializada. Para isso, 263 pacientes foram tratados com um total de 602 implantes cônicos inseridos (408 Ankylos e 194 Camlog) com diferentes diâmetros e comprimentos. A RFA foi mensurada pela utilização do Ostell e as medidas foram tomadas no momento da inserção e após 6 meses. O torque máximo de inserção foi registrado durante o posicionamento do implante. Dos 602 implantes inseridos, 9 (1,5%) foram perdidos após um ano. Os autores explicaram essa falha devido à qualidade óssea onde os implantes foram inseridos, onde a maioria foi inserido em região com qualidade óssea tipo IV, e em região posterior de maxila. Valores de torque de inserção foram significativamente maiores para o grupo de implantes Ankylos que os Camlog ($p=0,023$). Não houve diferença estatisticamente significativa para os valores de RFA entre os 2 grupos avaliados. Para o sistema de implantes Ankylos, a análise de curva para o torque de inserção em função do tempo (s) diminuiu com o aumento do diâmetro do implante, embora um aumento do torque tenha ocorrido no momento final da inserção. Já para o sistema Camlog, as curvas tenderam a ser lineares e não demonstraram encurtamento em função do tempo de inserção com o aumento do diâmetro do implante. Os autores concluíram que valores de ISQ não mostraram correlação com as medidas máximas para o torque de inserção entre os sistemas de implantes avaliados e que RFA não deve ser a única forma de avaliação da estabilidade do implante.

Andrés-García *et al.* (2009), desenvolveram um estudo em modelo animal para avaliar a influência da cortical óssea na estabilidade primária de dois sistemas de implantes de mesma altura e diâmetro (Swiss Plus da Zimmer Dental e Mark IV da NobelBiocare). Quinze costelas bovinas foram selecionadas e 6 diferentes sítios ósseos foram preparados em cada costela, utilizando 2 diferentes protocolos de inserção, um com a preservação da cortical óssea (protocolo a) e outro com a eliminação da cortical (protocolo b). Após inserção dos implantes, a estabilidade primária foi mensurada por RFA com o dispositivo Osstell e os valores registrados em ISQ. De acordo com os resultados, valores altos de ISQ foram obtidos para os 2 sistemas de implantes, sendo o Swiss Plus com valores de $70,86(\pm 3,352)$ para o protocolo a e de $68,40(\pm 3,157)$ para o protocolo b. O sistema Mark IV apresentou valores de ISQ para o protocolo a de $70(\pm 3,779)$ e de $66,60(\pm 3,924)$ para o protocolo b. Diferenças significativas foram encontradas para o Sistema Mark IV, mostrando que, quando houve preservação da cortical óssea no processo de inserção do implante, obteve-se maior estabilidade primária.

Canullo *et al.* (2009), em relato preliminar, avaliaram a curto prazo o nível ósseo marginal ao redor de implantes imediatos com plataforma switching. Vinte e dois implantes unitários com diâmetro de 5,5mm foram inseridos em sítios saudáveis nas regiões anterior e de pré-molar em maxila e os espaços circunjacentes ao implante foram preenchidos com matriz de osso bovino e colágeno (Bio-Oss Collagen). O implante foi inserido na margem da parede óssea vestibular com o intuito de obter adequada estabilidade primária e os valores de torque inicial variaram entre 32 a 45 Ncm. Os implantes foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos: 11 implantes com abutment de 3,8mm de diâmetro (grupo teste) e 11 implantes com abutment de 5,5mm de diâmetro (grupo controle). Coroas provisórias foram inseridas e ajustadas nos implantes imediatos e, após 2 meses, coroas definitivas foram instaladas. Um software de análise de imagens foi utilizado para comparar a altura da crista óssea marginal no momento do posicionamento do implante, na instalação da prótese definitiva e a cada 6 meses depois. Um período total de 25 meses foi conduzido e todos os implantes

apresentaram-se osseointegrados. Os autores observaram diferenças estatisticamente significantes para os 2 grupos, sendo que no grupo teste, as análises radiográficas revelaram uma redução média no nível marginal de 0,30mm, enquanto para o grupo controle, essa redução foi de 1,19mm, sugerindo que as restaurações sobre implantes imediatos em sítios específicos da maxila que agregam o conceito de plataforma switching promovem manutenção do nível ósseo marginal.

Rocuzzo *et al.* (2009) propuseram uma revisão sistemática da literatura para avaliar o carregamento precoce e imediato de implantes em região posterior da maxila, verificando possíveis diferenças quanto à taxa de sucesso, sobrevida e parâmetros peri-implantares. 12 estudos foram selecionados para avaliar o carregamento precoce e 6 para o carregamento imediato. Os autores concluíram que em certas circunstâncias, foi possível obter êxito tanto no carregamento imediato quanto recente de implantes inseridos em região posterior maxilar. A taxa de sucesso pareceu ser mais sensível à técnica empregada. O alto grau de estabilidade primária (valores de torque de inserção elevados) e as características superficiais dos implantes foram um dos pré-requisitos para o sucesso do carregamento imediato/recente. Entretanto, os autores afirmaram não ser possível estabelecer conclusões baseadas em evidências quanto à contra-indicações, valor limite para a estabilidade do implante, qualidade/quantidade óssea necessária e o impacto do carregamento oclusal, uma vez que os ensaios clínicos controlados randomizados bem delineados estavam ausentes.

Rodrigo *et al.* (2010) verificaram a estabilidade primária dos implantes tanto clinicamente quanto pela utilização de análise de frequência de ressonância (RFA). Os autores desenvolveram um estudo de uma série de casos avaliados prospectivamente (1680 pacientes), em que inseriram 4114 implantes Straumann SLA e acompanharam por um período de 42 meses. A estabilidade primária foi classificada em 4 níveis de categorização, sendo 2 níveis para implantes estáveis e 2 para instáveis, dependendo do grau de rotação do implante. Desse total de implantes inseridos, 3899 foram classificados estáveis e 213 como não estáveis,

com taxas de sobrevivência de 99,1% e 97,2%, respectivamente. O uso do Osstell foi feito em duas fases: Osstell 1 no momento da inserção e Osstell 2 quando posicionada a restauração final. Os implantes foram classificados em 2 grupos de acordo com o limiar pré-definido para o coeficiente de estabilidade primária (≥ 60 ISQ). Não houve forte correlação entre os valores de RFA e a classificação clínica da estabilidade primária, havendo associação apenas entre os valores do Osstell 2 e estabilidade secundária dos implantes. Por conta disso, os autores concluíram que apenas a estabilidade secundária e os valores de RFA foram possíveis em prever o sucesso dos implantes.

Bilhan *et al.* (2010) com o objetivo de avaliar a influência da técnica cirúrgica, formato e diâmetro do implante na estabilidade primária e estimar a correlação entre RFA e torque de inserção em osso trabecular, realizaram um estudo em que inseriram 90 implantes em costelas bovinas, representando osso tipo III e IV. Três diferentes formatos (cônico, parcialmente cônico e cilíndrico) e 2 diferentes diâmetros (3,8 e 4,6mm) de implantes foram posicionados utilizando 2 técnicas diferentes (padrão e sub-fresagem). O torque de inserção foi obtido em Ncm até a inserção final e os valores de RFA foram medidos através do Osstell e apresentados na forma de ISQ. Valores maiores e estatisticamente significantes de RFA e ISQ foram atingidos na preparação com a técnica de sub-fresagem ($p < 0,01$). Valores maiores para o torque de inserção foram obtidos com o uso de implantes de maior diâmetro e parcialmente cônicos ($p < 0,01$). Quando considerados todos os implantes, correlação significativa foi encontrada entre os valores de torque de inserção e RFA ($p < 0,05$).

Trisi *et al.* (2011) avaliaram *in vitro* a correlação entre a micromovimentação de implantes cilíndricos padrão Branemark e o torque de inserção em osso fresco bovino de diferentes densidades (duro, normal e macio). Os resultados indicaram correlação estatística entre as duas variáveis, e diferenças significativas foram encontradas para as densidades duro e médio quando comparada à macia. Na densidade mais baixa, maior micromovimentação foi observada e não foi possível atingir o pico de torque de inserção acima de 35Ncm. Os autores concluíram que

aumentando-se o torque de inserção, reduziu-se a extensão de micromovimentação entre implante-osso quando submetidos a forças laterais e que o carregamento imediato de implantes em osso de baixa qualidade deve ser avaliado cautelosamente.

Goellner *et al.* (2011) desenvolveram um estudo com a finalidade de testar as seguintes hipóteses: os deslocamentos dos implantes são melhor distribuídos em blocos compostos por osso trabecular que em blocos com osso denso; forças oblíquas geram melhores resultados no deslocamento dos implantes que as axiais. Para isso os autores utilizaram blocos rígidos de poliuretano (Sawbones) com 2 diferentes densidades ósseas, de 0,12g/cm³ para o osso trabecular e de 0,2g/cm³ para osso cortical. 192 implantes foram divididos em 2 grupos experimentais (com carga axial e carga oblíqua) e inseridos nos blocos conforme as recomendações do fabricante. 96 implantes posicionados em blocos com osso cortical receberam cargas de 80 N em incrementos de 10N em direção axial (n=48) e oblíqua (30°) (n=48). O mesmo ocorreu para os implantes posicionados em blocos composto por osso trabecular. Dados tridimensionais dos deslocamentos foram registrados para todos os implantes utilizando uma técnica de correlação de imagem sem contato ótico baseada em princípios fotogramétricos, e o vetor de deslocamento absoluto foi calculado. De acordo com os resultados, as hipóteses testadas foram descartadas, pois os autores verificaram que o deslocamento dos implantes foi significativamente maior em osso trabecular do que em osso cortical. Diferenças significativas no deslocamento dos implante também foram notadas para as cargas nas amostras em osso esponjoso; onde cargas oblíquas apresentaram maior deslocamento (339±47µm) em relação ao carregamento axial (266±39µm). No entanto, não houve diferenças significativas em relação as cargas axial (147±10µm) e oblíqua (126±17µm) para os implantes inseridos nas amostras de osso cortical. O estudo mostrou que a densidade óssea influenciou no deslocamento dos implantes e que a direção da carga (axial x oblíqua) influenciou significativamente o deslocamento do implante em osso esponjoso.

A partir de uma revisão sistemática do efeito da plataforma switching na preservação de osso peri-implantar com estudos de acompanhamento radiográfico por pelo menos 1 ano, Al-Nsour *et al.* (2012) verificaram que a utilização de abutments com diâmetro reduzido em relação à plataforma de seus respectivos implantes exerceram efeito benéfico na preservação do tecido ósseo. Os autores sugeriram que pesquisas posteriores para investigar o efeito da plataforma switching na perda óssea marginal durante a inserção e restauração imediata de implantes devem ser conduzidas.

Atieh *et al.* (2012) realizaram uma revisão sistemática e meta análise para determinar a precisão de RFA em prever falhas de implantes no protocolo de carga imediata. A sensibilidade, especificidade e precisão de RFA foram selecionadas de artigos em que utilizaram modelos randomizados. Apenas 15 estudos foram identificados com 2,236 de avaliação com protocolo de carga imediata. A sensibilidade em prever falhas no carregamento imediato foi de 0,38; a especificidade foi de 0,73 e razão de chances no diagnóstico foi de 2,10, sugerindo pobre predição e habilidade discriminativa. Os autores concluíram que as medidas de RFA no momento da inserção dos implantes não foram suficientes para determinar a estabilidade primária dos implantes no protocolo de carga imediata.

A respeito da dificuldade para atingir estabilidade primária nos implantes sob carga imediata na região posterior de maxila, Ahn *et al.* (2012), propuseram um estudo para examinar a estabilidade primária de 60 implantes parafusados (4,0x10mm) alocados em 6 grupos distintos para testar 2 variáveis: localização dos implantes (monocorticais e bicorticais) e método de preparação (técnica padrão, técnica de sub-fresagem e técnica com osteotomia). Os implantes foram inseridos em blocos sólidos e rígidos de poliuretano, com osso trabecular de densidade de 0,32g/cm³ e espessura da camada cortical de 1mm, apresentaram formato cônico e eram auto-rosqueáveis com superfície tratada. Todos os implantes inseridos seguiram a técnica de preparação preconizada pelo fabricante e foram avaliados quanto ao torque de inserção e remoção e análise de frequência

de ressonância (RFA). O torque de inserção e remoção foi medido com um instrumento de torque digital e a RFA através do Osstell Mentor. Baseado nos resultados desse estudo *in vitro*, o método de preparação teve efeito significativo no torque de inserção, nos valores de RFA e no torque de remoção ($p < 0,001$). Além disso houve significativa interação entre a localização e o método de preparação para os valores de RFA. Correlação estatisticamente significativa foi encontrada para o torque de inserção e valores de RFA ($r = 0,529$, $p < 0,001$). A sub-fresagem e a fixação bicortical aumentaram a estabilidade primária do implante comparado aos outros métodos.

Xiao *et al.* (2012) realizaram um estudo *in vitro*, utilizando modelos bovinos para comparar as ancoragem monocortical (posicionamento em crista óssea alveolar) e bicortical (posicionamento na crista óssea alveolar acrescido da parede lateral da cortical óssea) de implantes sujeitos ao carregamento cíclico imediato. Na tentativa de simular as forças oclusais em direção vertical e lateral, uma máquina de carregamento controlado foi utilizada com cargas de 25N e 50N nos 12 implantes de cada grupo e 1800 ciclos foram aplicados e novamente repetidos, totalizando 3600 ciclos. RFA foi usada para avaliar as mudanças na estabilidade dos implantes, expressas em ISQ por meio do Osstell. Para ambos os grupos, os valores de ISQ diminuíram após 1800 ciclos, e mais ainda após 3600 ciclos. Entretanto, no grupo bicortical, os valores de ISQ foram maiores comparado ao monocortical após 1800 ciclos ($p < 0,05$). Esses resultados sugeriram que a estabilidade primária na ancoragem bicortical diminuiu lentamente na presença de maior carga quando os implantes foram submetidos ao carregamento imediato.

2.2. Comportamento biomecânico

A análise por elemento finito (AEF) tem sido extensivamente utilizada em diversos estudos da implantodontia odontológica desde 1976, quando Weinstein, utilizaram pela primeira vez AEF nesta área do conhecimento. AEF é considerada uma importante ferramenta para prever o desempenho biomecânico de implantes frente aos efeitos de tensões induzidos sobre esses e em sua estrutura

óssea adjacente (Geng *et al.*, 2001). Trata-se de um método matemático computacional utilizado para calcular e representar visualmente a distribuição de tensões em estruturas complexas sujeitas a aplicações de cargas simuladas (Chun *et al.*, 2002; Almeida *et al.*, 2012). Neste sub-ítem serão mostrados alguns trabalhos que avaliaram a influência da ancoragem apical, parâmetros relacionados ao desenho do implante, bem como do carregamento oclusal na distribuição de tensão para os elementos que compõe o sistema: implante, tecidos peri-implantares e componentes protéticos.

Branemark *et al.* (1984), em seu clássico estudo longitudinal de 10 anos, com o objetivo de avaliar o sucesso frente a instalação de implantes ancorados na cavidade nasal e seio maxilar de 101 pacientes com reabsorção óssea maxilar, verificaram que dos 139 implantes instalados, a taxa de sucesso entre o 2º e 5º ano foi de 88% a 96% para os implantes instalados no seio maxilar e cavidade nasal, respectivamente. Após o 5º até o 10º ano, a taxa diminuiu para 70% e 72% respectivamente, porém, ainda assim, com resultados satisfatórios. As perdas dos implantes foram associadas à mobilidade, entre 3 a 5 meses após a inserção. As demais falhas foram relacionadas ao sobrecarregamento. Em todos os casos de falha, não houve qualquer indício de reação inflamatória, estando intacto o muco-periósteo do seio maxilar e cavidade nasal, revelando que essa técnica pode ser benéfica para casos com reabsorção óssea acentuada.

Van Oosterwyck *et al.* (1998) criaram modelos de elementos finitos para estudar a distribuição de tensão e deformação nos tecidos adjacentes de um implante unitário Branemark de 4mm de diâmetro com fixação monocortical x fixação bicortical sob carga imediata, quando estes foram submetidos a carregamentos de 100N de carga axial (vertical) e 20N de carga lateral (horizontal). Nesse estudo, os autores também avaliaram a questão da interface osso-implante, comparando uma interface fixa x contato friccional livre (0,2 e 0,3mm) e verificaram que para uma interface de 0,2 mm entre osso-implante com fixação monocortical, um alto pico de deformação pôde ser visto no osso trabecular ao redor do ápice do implante, enquanto que para a fixação bicortical,

este pico de deformação foi completamente eliminado, resultando em diminuição de tensão e deformação ao longo de todo o comprimento do implante, tanto em osso cortical quanto trabecular. Os resultados sugeriram que a fixação bicortical eliminou o pico de deformação na região apical e reduziu a tensão e deformação no osso trabecular, sendo essa diminuição substancial quando o módulo de Young foi baixo para este tipo de osso, sendo assim, desnecessário posicionar o implante na cortical apical quando houver osso trabecular de boa qualidade. Em relação a cortical apical, o efeito da fixação bicortical foi dependente do carregamento aplicado, pois para uma força axial, a diminuição foi quantitativa e qualitativamente similar ao osso trabecular, porém para uma força lateral, não teve quase nenhum efeito nos valores de tensão e deformação. Os autores sugeriram que se a perda óssea marginal é causada por excessivas cargas laterais, a fixação bicortical não poderia reduzir o risco de reabsorção óssea.

Chun *et al.* (2002) por meio de análise bidimensional por elementos finitos, avaliaram o desempenho de vários formatos de roscas de implantes em relação a largura e altura para verificar quais parâmetros apresentavam melhor distribuição de tensão no osso adjacente de implantes osseointegrados. Os autores verificaram que a concentração de tensões ocorreu na região do tecido ósseo adjacente a primeira rosca do implante para todos os modelos. O formato de roscas quadradas com filetes obteve melhor distribuição comparado aos demais formatos. A tensão máxima reduziu conforme a diminuição gradual da ponta da rosca, sendo esse parâmetro mais efetivo que mudanças no comprimento do implante.

Pierrisnard *et al.* (2003) avaliaram a distribuição de tensão nos componentes dos implantes, nos implantes e no osso adjacente quando implantes de diferentes comprimentos e ancoragens foram inseridos, simulando osseointegração completa. Modelos tridimensionais linearmente elásticos foram gerados e implantes padrão Branemark (Nobel Biocare AB) de 3,75mm de diâmetro foram inseridos tanto em osso cortical (1mm de espessura) quanto trabecular, variando o padrão de ancoragem (mono e bicortical) e comprimento

em 6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12 mm. Carregamento oclusal com 100N foi aplicado num ângulo de 30° na cúspide vestibular do pré-molar. A tensão no tecido ósseo não foi influenciada pelo comprimento do implante, porém esteve mais concentrada na região do pescoço do implante, especificamente na cortical coronal onde localizava-se a primeira rosca. A ancoragem apical, bem como o comprimento do implante exerceu influência no deslocamento, de modo que a ancoragem bicortical e o aumento da altura do implante reduziram o nível de deslocamento, principalmente na região apical. A partir de 8mm de comprimento, aumentando-se a altura do implante, observou-se aumento das tensões no implante e no parafuso do abutment, e situação mais crítica foi encontrada para a ancoragem bicortical de implantes com 12mm de altura, com aumento em 29% na concentração de tensão no implante. Os autores concluíram que independente do altura do implante e ancoragem bicortical, houve aumento constante da tensão no tecido ósseo, e que o aumento máximo se deu nas situações de ancoragem bicortical e maior comprimento do implante, sendo mais indicado o uso de implantes curtos em casos selecionados.

Petrie & Williams (2005) utilizaram AEF-3D para investigar o efeito de três parâmetros de desenho de implante (diâmetro, comprimento e conicidade) na deformação da crista óssea alveolar. Os modelos foram criados a partir da região de pré-molar de uma mandíbula edêntula e um implante unitário foi inserido, gerando dois modelos com diferentes propriedades mecânicas: um com alta densidade e outro com baixa densidade de osso trabecular. O osso cortical e trabecular foram modelados como isotrópicos e linearmente elásticos. Cargas oclusais foram aplicadas (200N- vertical e 40N-horizontal). O diâmetro do implante variou de 3,5 a 6mm, o comprimento do implante variou de 5,75 a 23,5mm e a conicidade de 0 a 14°, resultando em 16 desenhos de implantes. O aumento do diâmetro e da altura do implante resultaram em diminuição de 3,5 e 1,65 vezes na deformação da crista, respectivamente. Ao passo que para implantes curtos e estreitos, o aumento da conicidade demonstrou aumento na deformação da crista em torno de 1,65 vezes. O diâmetro, comprimento e conicidade devem ser

considerados de forma conjunta por causa do efeito interativo na deformação da crista óssea alveolar e na tentativa de minimizar esta deformação, implantes mais largos, relativamente longos e cilíndricos são de melhor opção. Implantes estreitos, curtos e cônicos na região da crista óssea alveolar devem ser evitados especialmente para regiões de baixa densidade óssea.

Sevimay *et al.* (2005), considerando a estabilidade primária de implantes e a qualidade óssea essenciais para alcançar favorável osseointegração, desenvolveram um estudo utilizando AEF-3D para avaliar os diferentes tipos de densidade óssea (D1, D2, D3 e D4) na distribuição de tensões em um implante na região de segundo pré-molar inferior quando um carregamento de 300N foi aplicado em direção axial na cúspide vestibular e fossa distal da coroa metalo-cerâmica. Os resultados demonstraram que as tensões de von Mises em osso D3 e D4 (163 e 180MPa, respectivamente) atingiram valores maiores que as localizadas em osso D1 e D2 (150 e 152MPa, respectivamente), ambas concentradas na região do pescoço do implante. Para a qualidade tipo 4, além do pescoço, a região média do corpo do implante mostrou valores máximos de tensões.

Akca & Cehreli (2006), a partir de análise por elementos finitos, desenvolveram um estudo para verificar os efeitos biomecânicos da perda óssea marginal progressiva ao redor de implantes. Modelos tridimensionais de um implante Straumann 4.1x10mm e um abutment sólido foram construídos em secção cilíndrica de osso cortical e trabecular com 8 camadas de 0,25mm de altura e espessura ao redor do pescoço do implante. Remoções consecutivas de coronal para apical de cada camada resultaram num total de 2mm de perda óssea e na geração de 8 modelos que simulavam progressiva perda óssea angular e circular. Um modelo sem perda óssea e outro com 7 camadas removidas também foram modelados, gerando um total de 10 modelos. Cada modelo foi submetido a 100N de carga aplicada perpendicular a superfície oclusal e 6º de inclinação, simulando carregamento vertical e oblíquo, respectivamente, e as tensões mínimas e máximas principais, deslocamentos e deformação foram comparadas.

Sob carregamento vertical, as tensões máximas e mínimas principais diminuíram consideravelmente com o aumento da reabsorção óssea. As tensões máximas foram localizadas circunferencialmente de cortical para trabecular e distribuídas horizontalmente através do osso cortical nos modelos sem reabsorção e com perda de 1 a 3 camadas. Sob carregamento oblíquo, também houve diminuição das tensões máxima e mínimas principais. Com a progressão da perda óssea alveolar e sob carregamento oblíquo, deslocamentos e deformações aumentaram consideravelmente no osso trabecular contactando o pescoço do implante. A presença da cortical óssea pôde notavelmente reduzir deslocamentos e deformações mesmo em estágios tardios de reabsorção óssea marginal, mostrando a melhora da performance biomecânica dos implantes com ancoragem em cortical óssea em comparação apenas àquela em osso trabecular numa simulação de perda óssea alveolar progressiva.

Isidor (2006) em sua revisão sistemática a respeito da influência das forças oclusais no tecido ósseo peri-implantar, mostrou que o osso circunjacente ao implante é passível de adaptações fisiológicas de remodelação óssea frente às forças aplicadas, de acordo com a teoria fisiológica do osso. A resposta a um aumento das tensões mecânicas abaixo de seu limiar resultará em deposição óssea, aumentando a sua densidade, assim como a reabsorção óssea ao redor do implante pode ser gerada por micro danos frente a tensões mecânicas que excedam o seu limiar. Estudos controlados e randomizados, ensaios clínicos e estudos experimentais em animais mostraram que o carregamento oclusal pode resultar em perda óssea marginal ao redor dos implantes e perda total de osseointegração. Em estudos clínicos, o aumento da perda óssea foi observado em áreas de alta concentração de tensão, porém uma relação de causa com sobrecarregamento ainda não pôde ser estabelecida.

Ganeles *et al.* (2008) avaliaram o carregamento imediato e recente de implantes Straumann com superfície quimicamente modificada (SLActive) na região posterior da maxila através de um ensaio clínico randomizado para verificar taxa de sobrevivência e mudanças no nível ósseo com acompanhamento por 1

ano. Os pacientes receberam restaurações provisórias (carregamento imediato) ou 28-34 dias após a inserção dos implantes (carregamento precoce) e um total de 383 implantes foram posicionados, sendo 41,8% em osso tipo III e IV. Quatro implantes falharam no grupo com carregamento imediato e seis para o grupo com carregamento recente, tendo uma taxa de sobrevivência de 98% e 97%, respectivamente. Nenhum implante falhou em osso tipo IV. A média de alterações a nível ósseo no início do tratamento até 12 meses foi de $0,77 \pm 0,93$ mm. O ganho de osso foi observado em aproximadamente 16% dos implantes. De acordo com os autores, os implantes Straumann SLActive são seguros e previsíveis para carregamentos imediatos/recentes, mesmo em osso de qualidade tipo IV.

Baggi *et al.* (2008) analisaram a influência do diâmetro e altura de diferentes sistemas de implantes na distribuição de tensão por meio de FEA – 3D e o risco de sobrecarregamento na perda da crista óssea alveolar ao redor do pescoço dos implantes. O estudo constatou que o aumento do diâmetro interferiu na diminuição de concentração de tensão na área cervical do osso ao redor dos implantes, ao passo que o aumento da altura dos implantes obteve melhor distribuição de tensões no osso trabecular. O implante baseado no conceito de plataforma switching e posição sub-cristal demonstrou melhor desempenho na distribuição de tensões e menor risco de sobrecarregamento ósseo comparado aos demais sistemas de implantes avaliados.

Huang *et al.* (2008) compararam os efeitos biomecânicos do carregamento imediato de implantes com os osseointegrados, ambos ancorados na parede do seio maxilar. O estudo investigou a tensão distribuída no osso adjacente ao implante, bem como na interface osso-implante em diferentes desenhos, tamanhos e rugosidade superficial através do método de análise não linear por elementos finitos. Vinte e quatro modelos foram confeccionados incluindo 6 tipos de implante: cilíndrico, rosqueado, com escalonamento, rosqueado com escalonamento, rosqueado com comprimento longo e rosqueado com maior diâmetro, distribuídos em diferentes condições de interface osso-implante (0,3, 0,45 e 1,0 de superfície de contato friccional para simular o carregamento

imediatos, e uma interface totalmente fixa, para um implante osseointegrado). Para isto, imagens tomográficas computadorizadas da região posterior de maxila, correspondendo a área de pré-molar a molar superior foram selecionadas e transpostadas para o software SolidWorks para a construção dos modelos sólidos, para então serem importadas para o ANSYSWorkbench na geração dos modelos de elementos finitos. As propriedades dos materiais do implante, coroa protética, osso maxilar foram consideradas isotrópicas e linearmente elásticas. Uma força oblíqua de 129N foi aplicada com 30° no longo eixo do implante na cúspide vestibular. De acordo com os resultados, os autores indicaram o uso de implantes rosqueados para atingir uma distribuição favorável de tensão no osso e na estabilidade primária, especialmente para os casos de carga imediata, já que esse tipo de desenho diminuiu a tensão nos tecidos adjacentes em 30% quando comparado aos implantes não-rosqueáveis. Aumentando-se o comprimento e o diâmetro, também reduziu-se o nível de tensão para 13-26%, devido ao aumento da área de contato entre osso-implante. Quando da utilização de uma superfície de contato de 0,3 de coeficiente friccional, aumentou-se o nível de tensão para 28-63% na cortical óssea quando comparada a uma superfície osseointegrada.

Hattori *et al.* (2009), em um estudo pioneiro, verificaram a distribuição normal de forças de mordida e a localização e orientação da resultante de deslocamento em adultos jovens com dentição natural e saudável, classe I de Angle bilateral e guia canino e sem histórico de desordem temporo-mandibular. O registro da força de mordida foi obtido em máxima intercuspidação habitual. O número de contatos oclusais variaram entre 12 a 46 ($26,1 \pm 8,4$) e foi significativamente maior na região de molar que em pré-molar e em dentes anteriores, sendo a magnitude dos contatos individuais em 218,4N. A magnitude das resultantes da força de mordida variaram entre 246,9 e 2091,9N e suavemente inclinada para anterior.

Huang *et al.* (2009) desenvolveram um estudo para avaliar os efeitos biomecânicos na variação do comprimento e diâmetro de implantes e espessura de enxerto ósseo no posicionamento do implante em levantamento de seio

maxilar, através de análise por elementos finitos utilizando 16 modelos tridimensionais. Diferenças entre ancoragem mono (implantes com 7mm de comprimento) e bicortical (implantes $\geq 8,5$ mm de comprimento) foram avaliadas. A região posterior de uma maxila foi escaneada por tomografia computadorizada para a criação dos modelos no SolidWorks 2006. Os implantes utilizados foram 3i ICE Implant. Implante, coroa protética, maxila e osso enxertado foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos numa condição de osseointegração ideal. A partir da aplicação de força oblíqua de 45° na cúspide palatina do 1º molar, gerou-se aumento das forças de tensão para os implantes com 7mm de comprimento, embora com o aumento da altura do implante ($\geq 8,5$ mm), houve redução em pelo menos 50% da concentração de tensão tanto em osso cortical quanto trabecular para todos os implantes com ancoragem bicortical. O aumento do comprimento do implante e a ancoragem bicortical exerceram papel fundamental na redução das tensões no osso enxertado, porém situação semelhante não ocorreu para o osso natural. O uso de implantes com maior diâmetro teve efeito de 24 a 42% na redução das tensões em osso cortical e de 20 a 34% em osso trabecular para modelos sem enxerto ósseo. Os autores sugeriram que esse efeito se deveu ao aumento da área de contato entre osso e implante.

Wang *et al.* (2009) investigaram a influência de 3 tipos de ancoragem bicortical comparando com a ancoragem monocortical na estabilidade primária de implantes com diâmetros variados através de AEF-3D e análise de frequência natural (FN). Os implantes foram instalados em qualidade óssea tipo II, III e IV e apresentaram comprimento de 13mm, diferindo apenas no diâmetro: 3.75, 4.0, 4.5, 5.0 e 5.5mm. Três graus de ancoragem bicortical na tábua óssea vestibular foram avaliados: 0, 0.5 e 1mm de profundidade. De acordo com os resultados, para a profundidade de ancoragem bicortical de 0.5 e 1mm, aumentando-se o diâmetro dos implantes, notou-se ligeiro aumento dos valores de NF, demonstrando que a ancoragem bicortical pode contribuir para o aumento da estabilidade primária.

Ding *et al.* (2009) apontaram que inúmeros estudos clínicos têm mostrado que o carregamento imediato é indicado quando a estabilização do osso ao redor dos implantes é boa e quando as cargas incididas não são excessivamente altas, porém mais estudos experimentais são necessários para considerar este procedimento seguro, e a análise mecânica utilizando AEF é a mais empregada por autores que buscam entender o comportamento biomecânico das forças ao redor dos implantes. Neste contexto, os autores desenvolveram um estudo para avaliar o efeito do diâmetro e comprimento dos implantes na distribuição de tensão e deformação na crista óssea alveolar sob carga imediata. AEF de uma mandíbula completa foi realizada por meio de tomografia computadorizada, com implantes Straumann de vários tamanhos inseridos na região anterior. O diâmetro dos implantes variou entre 3,3 a 4,8mm e o comprimento entre 6 a 14mm, resultando em 7 configurações, tendo a interface osso-implante simulada como contato friccional não-linear. Para cada configuração de implante, carregamento vertical e oblíquo com 150 N foi aplicado e as tensões e deformações avaliadas ao redor dos implantes. Os resultados encontrados mostraram que o carregamento oblíquo induziu maior tensão e deformação na interface osso-implante comparado ao carregamento vertical. Sob ambas as cargas, os valores máximos de tensão e deformação foram obtidos para o implante de 3,3x10mm, seguido pelo implante de 4,1x6mm. As menores tensões e deformações foram registradas para o implante de 4,8x10mm. Diante desses resultados, os autores concluíram que o aumento do diâmetro e comprimento dos implantes diminuíram as tensões e deformações na crista óssea alveolar, embora o diâmetro tenha exercido efeito mais significativo.

Huang *et al.* (2010) compararam os efeitos biomecânicos do carregamento imediato de implantes com diferentes formatos e rugosidades de superfície em mandíbula edêntula na área de molar inferior. Para isso, análise não-linear de elementos finitos foi utilizada e avaliou-se também a área da interface de contato entre o implante e osso. Os implantes sob carga imediata foram sujeitos a experimentos *in vitro* para validar a precisão dos modelos de FE não-linear por meio de prototipagem e resina epóxica e acoplamento de strain gauges. 6

implantes (4,0x15mm) de diferentes formatos (cilíndrico, escalonado, roscas em v, roscas retangulares, corpo rosqueável e com dois tamanhos de roscas) e rugosidades de superfície (titânio polida, jateada com óxido de alumínio, plasma pulverizado e porosa) foram modelados pelo SolidWorks CAD software e importados para o Ansys Workbench para a geração dos modelos de elementos finitos. 4 diferentes coeficientes de fricção entre o osso trabecular e a superfície dos implantes e 2 tipos de carregamento de 130N (força vertical aplicada no centro da fossa e força oblíqua de 45° na cúspide vestibular) foram simulados. Os resultados para a validação dos modelos de FE demonstraram padrão similar de deformação. No carregamento vertical, não houve diferença entre as tensões no lado vestibular e lingual, entretanto, para o carregamento oblíquo, as tensões de compressão e deformação foram mais concentradas na porção lingual da mandíbula, sendo as tensões de compressão de maior magnitude. As tensões foram mais concentradas na região da crista alveolar ao redor dos implantes, e a máxima tensão foi encontrada próxima as roscas, ápice do implante e nas áreas escalonadas onde houve mudança no diâmetro do corpo. As tensões foram consideravelmente maiores para as cargas laterais que as verticais. Os autores concluíram que para os implantes sob carga imediata e submetidos ao carregamento oblíquo, as tensão ocorreram de forma desproporcional, podendo resultar em alto risco de perda óssea dos tecidos de suporte. Nos implantes rosqueáveis notou-se diminuição da concentração de tensão na interface osso-implante quando comparados aos não rosqueáveis. A utilização de superfícies altamente texturizadas pode não ser um artifício vantajoso, pois houve maior indução de tensão para a crista óssea alveolar.

Donovan *et al.* (2010) enfatizando a existência de pouca informação em relação a avaliação prospectiva de implantes com plataforma switching posicionados abaixo da crista óssea alveolar, realizaram um estudo em que acompanharam por 1 ano mudanças ocorridas no tecido ósseo peri-implantar marginal através de radiografias periapicais padronizadas. Dos 69 implantes instalados, a perda óssea marginal encontrada foi de $0,11 \pm 0,27$ mm e não houve

correlação estatisticamente significativa em relação ao posicionamento sub-cristal e perda óssea marginal. Mais estudos são necessários para validar o posicionamento vertical do implante e sua relação com a crista óssea alveolar.

Winter *et al.* (2010) verificaram boa correlação entre os valores do Periostest e do quociente de estabilidade primária (ISQ) em modelos de implantes feitos por AEF-3D de mandíbula humana quando estes foram simulados sem perda óssea. Os autores desenvolveram um estudo em que simularam dois aparelhos para medição de estabilidade dos implantes, Periostest e RFA, e através de elementos finitos avaliaram alguns parâmetros, como: comprimento do implante, espessura da cortical óssea, qualidade óssea e perda óssea (2,6mm de profundidade e 1mm de diâmetro). Quatro estágios de osseointegração foram simulados, sendo que para todos os parâmetros avaliados, o aumento da estabilidade do implante foi visto com o aumento dos níveis de osseointegração. A estabilidade do implante foi correlacionada positivamente com a altura do implante e espessura de osso cortical e negativamente correlacionada com a perda óssea.

Almeida *et al.* (2012) afirmaram que do ponto de vista biomecânico, as forças são geradas por contatos oclusais funcionais ou parafuncionais, podendo resultar em adaptações fisiológicas dos tecidos de suporte ao redor dos implantes. Entretanto, quando as forças excedem a capacidade adaptativa do organismo, podem ocorrer falhas tanto no tecido de suporte quanto nos componentes protéticos. O posicionamento dos implantes, as conexões pilar-implante e a magnitude e direção das forças de contato podem afetar sobremaneira a distribuição de tensão e deformação no tecido ósseo peri-implantar.

Sotto-Maior *et al.* (2012) investigaram por meio de AEF-3D, alguns parâmetros protéticos como a proporção coroa-implante, sistema de retenção, material restaurador e carregamento oclusal na concentração de tensões de 32 implantes curtos com restaurações unitárias localizados em região posterior de mandíbula atrófica. O carregamento oclusal, seja ele cêntrico ou excêntrico, contribuiu em 70,92% do total de tensões dirigidas ao implante, sendo este o fator mais relevante no aumento da concentração de tensões para um implante curto.

Efeito das características de roscas de implantes osseointegrados usando estatística baseada em método por elementos finitos foi o artigo publicado por Ausiello *et al.* (2012) para analisar a distribuição de tensão gerada no tecido ósseo adjacente aos implantes, de forma que o delineamento experimental foi baseado na geometria e desenho das roscas (espaçamento e espessura entre roscas) de modelos tridimensionais. O objetivo principal do estudo foi avaliar as características das roscas na estabilidade do implante. A estrutura óssea foi modelada usando bloco cilíndrico (diâmetro de 15mm e altura de 20mm), tendo a espessura de cortical óssea de 2mm, simulando qualidade tipo II. Os abutments foram conectados aos implantes simulando conexão rígida e a carga oclusal de 350N foi aplicada na superfície superior do abutment num ângulo de 12º com o longo eixo. Os implantes tiveram diâmetro de 4mm e formatos cônicos e cilíndricos e perfeita osseointegração foi assumida com o osso ao redor. Em acordo com os critérios de distribuição normal de tensão, estimou-se que o sobrecarregamento local na cortical óssea ocorreu em compressão quando tensões compressivas máximas principais excederam 30MPa e em tensão quando as tensões máximas principais excederam 60MPa, representando o grau de dano no osso. De acordo com o estudo, a estabilização do implante foi dependente da osseointegração entre a superfície das roscas com o osso, mostrando que a geometria das roscas influenciou sobremaneira na estabilidade do implante. O grau de dano ao osso tornou-se mínimo quando adotados 0,40mm de altura e 0,05mm de espessura de rosca. Os menores picos de tensão foram obtidos para os implantes com altura e espessura de rosca igual a 0,21mm e 0,00mm, respectivamente.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência da ancoragem apical de implantes localizados na região posterior da maxila, posicionados no nível da crista óssea alveolar ou 2 mm infraósseo, quanto à estabilidade primária e o comportamento biomecânico do tecido ósseo peri-implantar simulando carregamento imediato pelo método de elementos finitos.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Delineamento Experimental

A estabilidade primária foi avaliada por meio do registro do torque de inserção e análise da frequência de ressonância de implantes ($n = 5$) instalados em espuma de poliuretano e lâminas de resina epóxica, que simularam o osso trabecular e o osso cortical da região posterior da maxila, respectivamente. Para isso, um implante cilíndrico $4,0 \times 13$ mm de comprimento foi posicionado bicorticalmente, representando ancoragem na cortical da crista óssea alveolar e na cortical do assoalho do seio maxilar (A); um implante cilíndrico $4,0 \times 11$ mm de comprimento foi posicionado no nível da crista óssea alveolar (B) ou posicionado 2 mm infraósseo, cujo ápice foi ancorado (C) ou não (D) em osso cortical (Figura 1), formando assim, 4 grupos distintos em relação ao tipo de ancoragem apical, compostos por 5 espécimes cada ($n=5$).

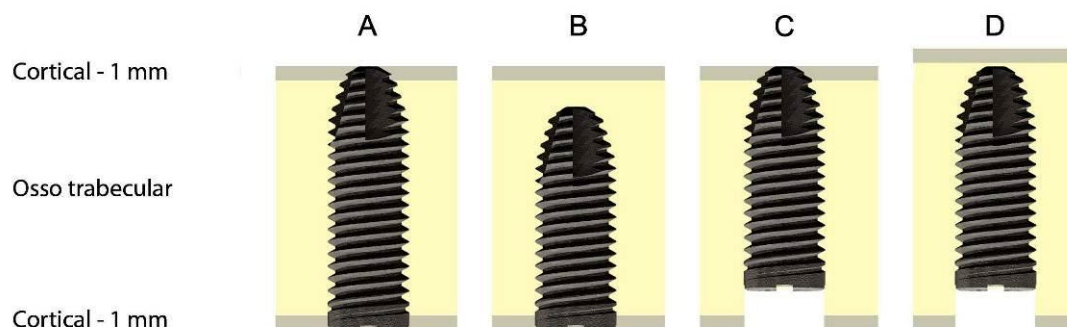


Figura 1. Posicionamento dos implantes nos blocos de poliuretano: implante $4,0 \times 13$ mm com ancoragem bicortical (A), implantes $4,0 \times 11$ mm posicionados no nível da crista óssea (B), ou 2 mm infraósseo com ápice ancorado na lâmina de resina epóxica (C) ou ancorado apenas na espuma de poliuretano (D).

Para a análise biomecânica, estes implantes nas diferentes ancoragens foram reproduzidos virtualmente para avaliação da influência da ancoragem apical na distribuição de tensões e deformações no tecido ósseo, e na micromovimentação dos implantes quando os mesmos são submetidos ao carregamento imediato. Quatro modelos tridimensionais foram gerados com

auxílio do *software* SolidWorks Premium 2011® (3Dtech- Solidworks, São Paulo, SP, Brasil), os quais receberam uma prótese unitária cimentada, simulando um 2º pré-molar superior, com infra-estrutura de zircônia e cerâmica feldspática de cobertura. Para confecção das coroas protéticas, um modelo CAD de um pilar de 3,3 mm de diâmetro foi importado para cada um dos modelos de maxila e alinhado ao implante. Para simular a mesma situação clínica e padronizar a altura da coroa protética, a altura da cinta de cada pilar foi selecionada de modo a compensar a profundidade do implante para manter a coroa com mesma altura até o contato oclusal. Assim, cinta de 1,5 mm de altura foi utilizada para os implantes posicionados no nível da crista óssea, enquanto pilares com cinta de 3,5 mm de altura foram usados nos modelos com implantes 2 mm abaixo da crista óssea alveolar (Figura 2).

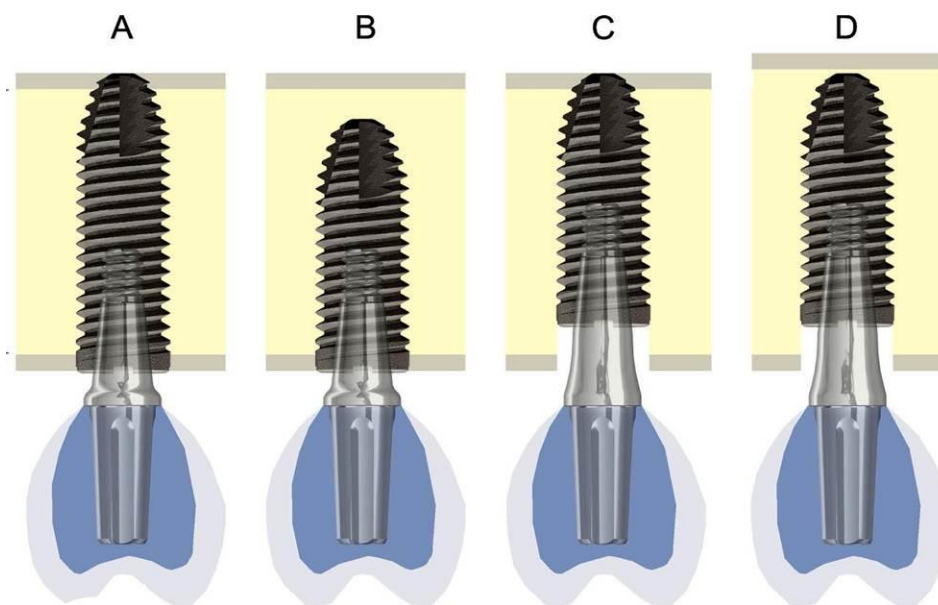


Figura 2. Pilares com cinta de 1,5 mm de altura para os implantes posicionados no nível da crista óssea (A e B), enquanto pilares com cinta de 3,5 mm de altura foram usados nos modelos com implantes 2 mm abaixo da crista óssea alveolar (C e D).

Para cada modelo foi simulado carregamento oclusal imediato cêntrico ou excêntrico para análise de tensão/deformação e deslocamentos do implante. O

método por elementos finitos foi aplicado para quantificar e analisar as tensões máxima e mínima principal e deformações no tecido ósseo e a micromovimentação do implante.

Assim, os fatores de estudo avaliados foram: (1) a ancoragem dos implantes em 4 níveis: posicionamento bicortical, no nível da crista óssea, infraósseo com ápice ancorado em osso cortical e infraósseo ancorado apenas em osso trabecular; e (2) carregamento oclusal em 2 níveis: cêntrico e excêntrico. As variáveis respostas foram: (a) distribuição de tensões e (b) deformações no osso cortical, da crista óssea e do assoalho do seio maxilar, e no osso trabecular, e (c) micromovimentação do implante.

4.2. Avaliação da estabilidade primária

4.2.1. Confeção dos blocos de poliuretano

A estabilidade primária foi mensurada com a inserção de implantes cilíndricos (Cone Morse Titamax EX; Neodent, Curitiba, PR, Brasil) em blocos de uma espuma sólida rígida de poliuretano, com densidade de $0,32 \text{ g/cm}^3$ (densidade similar à encontrada na região posterior de maxila), (Ahn *et al.*, 2012) recobertos bilateralmente com lâminas de resina epóxica de 1 mm de espessura (Sawbones; Pacific Research Laboratories Inc, Vashon Island, WA, EUA) (Figura 3). As suas propriedades mecânicas estão descritas na Tabela 1. Para os grupos A, B e C foram utilizados blocos com 13 mm de espessura, enquanto para o grupo D, utilizou-se bloco com 15 mm de espessura, respeitando dessa forma, a espessura óssea necessária para a ancoragem apical de cada grupo.

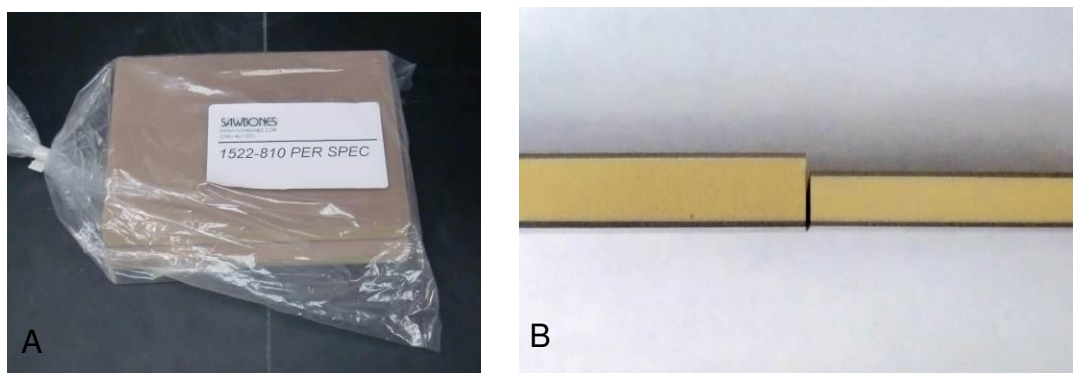


Figura 3. A- Placa original de poliuretano recoberta por resina epóxica; B- blocos de trabalho com 15 mm e 13 mm de espessura, respectivamente.

Tabela 1. Propriedades mecânicas da espuma de poliuretano (densidade 0,32g/cm³) e da resina epóxica utilizadas para confecção dos blocos.

	Compressão		Tensão		Deformação	
	Força (MPa)	Módulo (MPa)	Força (MPa)	Módulo (MPa)	Força (MPa)	Módulo (MPa)
Espuma de poliuretano	8,4	210	5,6	284	4,3	49
Resina epóxica	157	16.700	106	16.000	-	-

Fonte: Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc.

As placas foram cortadas com serra diamantada, dando origem a blocos com dimensões de 20×25 mm. Cada bloco foi fixado com uma morsa para que os procedimentos de perfuração e instalação dos implantes pudessem ser executados (Figura 4).

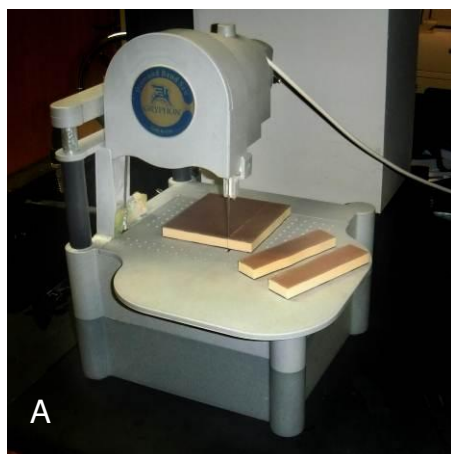


Figura 4. A- Placa sendo cortada por serra diamantada; B- Bloco posicionado e fixado em morsa para perfuração e instalação dos implantes.

O leito para instalação do implante foi confeccionado com sequência de brocas com diâmetro crescentes até diâmetro final de 3,3 mm, a 1200 rpm. Para os grupos A e C, a cortical apical foi perfurada com uma broca 2,0 de diâmetro para permitir o assentamento do implante (Figuras 5 e 6).

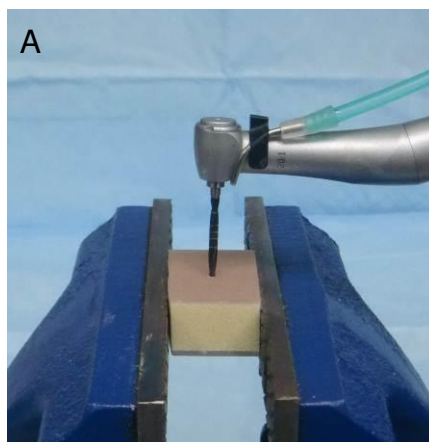


Figura 5. A- Perfuração com broca lança, 2,0 mm de diâmetro; B- Broca com marca da profundidade (11mm).

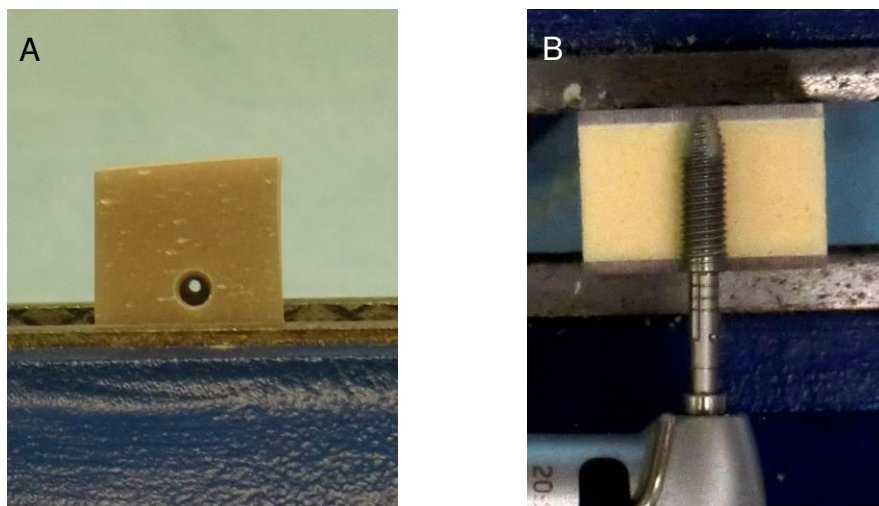


Figura 6. A- Perfuração finalizada; B- Simulação no bloco da perfuração para inserção do implante na condição bicortical.

4.2.2. Inserção dos implantes e análise da estabilidade primária

Após os blocos estarem prontos, os implantes cilíndricos nas dimensões de 4,0×13 mm para o grupo de ancoragem bicortical (A) e nas dimensões 4,0×11 mm para os demais grupos (B, C e D) foram inseridos por um mesmo operador, de modo a manter o posicionamento final dos implantes conforme a Figura 1. Os implantes foram instalados a 25 rpm com auxílio de um micromotor com redução 20:1 (WS-75 E/KM, W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Austria). O torque de inserção (Ncm) foi mensurado em função do tempo (s) pelo motor cirúrgico (Elcomed SA-310; W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH) (Figura 7).

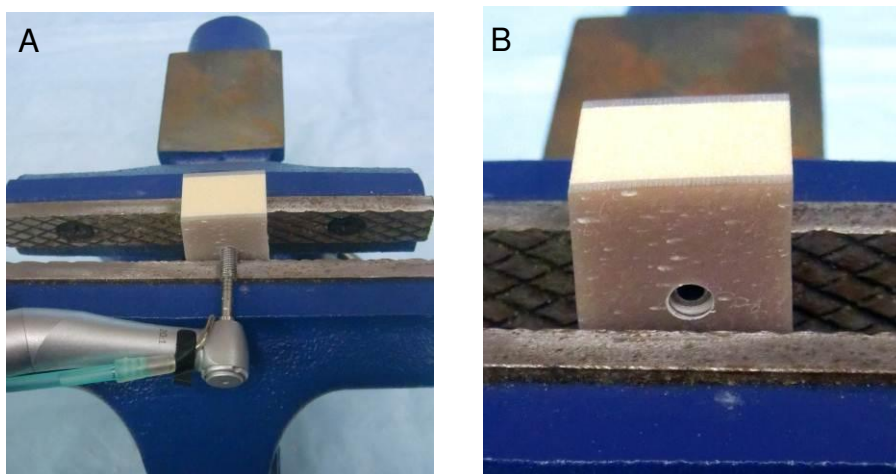


Figura 7. A - Inserção do implante; B - Posicionamento final do implante infraósseo (2 mm da crista óssea alveolar) grupos C e D.

Em seguida, a estabilidade primária foi mensurada imediatamente após a inserção dos implantes, por meio da análise de frequência de ressonância, utilizando o Osstell ISQ (Osstell; Gotemburgo, Suécia). Com esse objetivo, um dispositivo denominado SmartPeg (tipo 16, Osstell), o qual é um pilar magnetizado, foi acoplado ao implante, por meio de um parafuso integrado, com auxílio de uma chave manual (4-6 Ncm).



Figura 8. A - Osstell – 1. Visor, 2- LED indicador de alimentação azul, 3- Teclas de funcionamento, 4- Sonda do Osstell ISQ; B – SmartPeg.

O SmartPeg é excitado por um impulso magnético da sonda de medição do Osstell. A frequência de ressonância, que é a mensuração da estabilidade do implante é calculada a partir do sinal de resposta. Os resultados são exibidos no aparelho portátil como o ISQ (coeficiente de estabilidade do implante). As mensurações da frequência de ressonância foram realizadas em duas direções vestibulo-lingual (Figura 9 - B), e méso-distal (Figura 9 – C) e a média registrada.

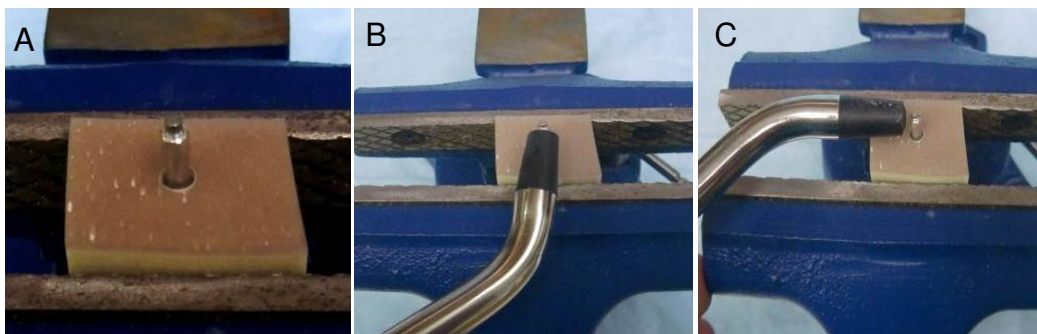


Figura 9. A- SmartPeg posicionado; B – sonda posicionada no sentido V-L; C- sonda posicionada no sentido M-D.

4.3. Análise biomecânica – AEF

4.3.1. Confecção dos modelos virtuais

A região posterior esquerda de uma maxila parcialmente edêntula e a coroa de um 2º pré-molar superior foram reproduzidas baseadas em imagens tomográficas computadorizadas (TC) (KODAK 9000 3D Extraoral Imaging System, Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, EUA). A arquitetura óssea foi composta por osso medular na porção central circundada por uma fina camada de 1 mm de osso cortical, correspondente ao tecido ósseo tipo 4, prevalente na região posterior da maxila (Almeida *et al.*, 2012), de acordo com o sistema de classificação de Lekholm e Zarb (1985).

A reconstrução tridimensional (3D) dessas imagens tomográficas em dispositivos sólidos para formatos de arquivos de estereolitografia (STL) foi realizada com o auxílio do software InVesalius (versão 3.0, 64-bites; Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer, Campinas, Brasil). No software InVesalius as imagens tomográficas sofreram um processo de segmentação para a separação dos tecidos moles e do tecido ósseo, área de interesse desse estudo. Os arquivos das imagens do tecido ósseo cortical e trabecular em SLT foram importados para o software de desenhos assistidos por computador (CAD) SolidWorks Premium 2011® (3Dtech- Solidworks, São Paulo, SP, Brasil) e foram

gerados os modelos tridimensionais do segmento ósseo posterior da maxila com 11 mm e 13 mm de altura de osso trabecular circundado por uma camada uniforme de 1 mm de osso cortical.

Além do tecido ósseo, implantes cilíndricos com ápice cônico e conexão protética tipo cone Morse (Cone Morse Titamax EX; Neodent, Curitiba, PR, Brasil) de 4,0 mm de diâmetro com 11 e 13 mm de comprimento; pilares de 3,3 mm de diâmetro com 6 mm de altura com 1,5 e 3,5 mm de cinta (Munhão Universal CM, Neodent, Curitiba, PR, Brasil); e uma coroa com infra-estrutura de zircônia e cerâmica feldspática de recobrimento com espessuras de 0,5 mm e 1,5 mm, respectivamente, foram modelados. Os modelos criados para o estudo estão apresentados na Figura 10. No anexo 1, encontra-se o modelo A com todas as estruturas modeladas.

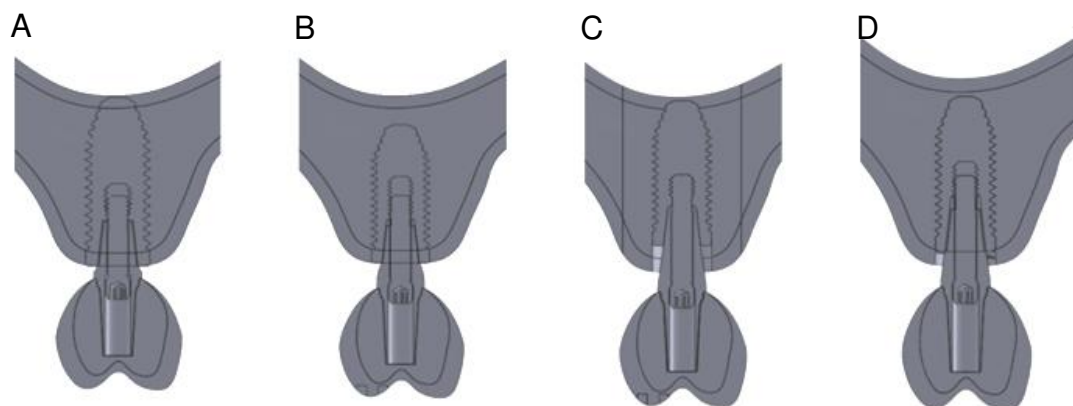


Figura 10. Modelos tridimensionais: A - Implante com 13mm de altura, posicionado tanto na crista óssea alveolar, quanto na cortical apical do seio maxilar; B- Implante com 11mm de altura, posicionado no nível da crista óssea alveolar, sem apoio na cortical apical; C- Implante com 11mm de altura, posicionado 2mm abaixo da crista óssea alveolar, com ancoragem no osso cortical da parede do seio maxilar; D - Implante com 11mm de altura, posicionado 2mm abaixo da crista óssea alveolar, suportado apenas por osso medular.

4.3.2. Análise Numérica

Após a confecção dos quatro modelos por meio do programa SolidWorks Premium 2011[®], estes foram exportados (formato .iges) para o software de análise

de tensões ANSYS Workbench (versão 13.0; Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA) para a geração da malha de elementos finitos. A malha dos modelos foi submetida ao processo de refinamento e análise de convergência a 5% para confirmar sua precisão e garantir a comparação dos resultados (Huang *et al.*, 2008; Sotto-Maior *et al.*, 2010). A malha foi gerada com 0,6 mm de elementos tetraédricos quadráticos de 10 nodos (ANSYS sólido 187), permitindo a simulação de estruturas irregulares (Anexo 2)

Tanto o osso cortical quanto o medular foram considerados anisotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os eixos x, y e z dos materiais correspondem as coordenadas do sistema. E= módulo de Young, G= módulo de cisalhamento, ν_{yx} = coeficiente de Poisson (Almeida *et al.*, 2012; Natali *et al.*, 2010) (Tabela 2). Os implantes, pilares protéticos, infra-estrutura de zircônia, cerâmica feldspática e cimento resinoso foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. As propriedades mecânicas Modulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson definidas para estes materiais estão apresentadas na Tabela 3.

Tabela 2: Propriedade do osso medular e cortical.

Propriedade dos Materiais	Osso Medular	Osso Cortical
Ex (MPa)	1150	12600
Ey (MPa)	2100	12600
Ez (MPa)	1150	19400
Gxy (MPa)	6800	4850
Gyz (MPa)	6800	5700
Gxz (MPa)	4340	5700
ν_{xy}	0,01	0,30
ν_{yz}	0,05	0,39
ν_{xz}	0,32	0,39

Tabela 3: Modulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os materiais utilizados

Propriedade dos Materiais	Módulo de Young (E)	Coeficiente de Poisson (ν)	Referências
Titânio (Implante e pilar)	110000	0,35	Sotto-Maior, <i>et al</i> (2012)
Zircônia	210000	0,27	Sotto-Maior, <i>et al</i> (2012)
Cerâmica Feldspática	70000	0,19	Sotto-Maior, <i>et al</i> (2012)
Cimento Resinoso	17000	0,30	Yokoyama <i>et al.</i> (2012)

As superfícies de contato entre a superfície do implante e tecido ósseo foram representadas por elementos de contato do tipo target/contact com coeficiente friccional de 0,3 em sua interface para simular ausência de osseointegração, conferindo assim uma condição de carga imediata. As demais superfícies de contato foram consideradas totalmente unidas.

4.3.3. Condições de Contorno e Carregamento:

Os nós posicionados nas laterais do bloco ósseo foram fixados nos três eixos cartesianos (x, y e z). O carregamento dos modelos foi realizado nos pontos de contato oclusais correspondentes a uma oclusão cêntrica e uma oclusão excêntrica, simulando um carregamento imediato. Quando os dentes antagonistas entram em posição de intercuspidação, a relação de contato entre eles ocorre nas vertentes triturantes e deslizantes das cúspides dentárias dos arcos opostos. Para o 2º pré-molar superior esses pontos de contato ocorrem nas vertentes triturantes e deslizantes das cúspides palatinas e nas vertentes triturantes das cúspides vestibulares.

O carregamento oclusal em cêntrica foi caracterizado por uma carga de 200 N aplicada perpendicularmente à inclinação das cúspides e distribuída em 3

pontos de 1,5 mm², correspondentes aos contatos oclusais do 2º pré-molar superior (Anexo 1). Já para o carregamento simulando oclusão excêntrica, foi aplicada uma mesma carga de 200 N, mas aplicada em apenas 1 ponto da cúspide vestibular com inclinação de 45 graus, simulando uma guia excursiva.

4.4. Análise dos dados

4.4.1. Torque de inserção e Frequência de Ressonância

Os valores de torque de inserção e os valores da frequência de ressonância foram submetidos ao teste de Correlação de Pearson. As diferenças entre os grupos com as diferentes ancoragens foram analisados por análise de variância a um critério e a comparação entre os grupos pelo teste de Tukey. O software SAS (ver. 9.0; SAS Institute Inc., Cary, NC, EUA) foi utilizado para as análises estatísticas e o nível de significância foi fixado em 5%.

4.4.2. Análise Biomecânica

Para o método por elementos finitos, foram avaliadas tensão de tração, compressão e cisalhamento (MPa), e deformação (µm) nas diferentes ancoragens no tecido ósseo, incluindo a cortical da crista óssea alveolar, osso trabecular e cortical do assoalho do seio maxilar em função do tipo de carregamento oclusal. Foi computado ainda o deslocamento vertical e horizontal do implante, determinando assim a extensão de micromovimentação do implante.

Os valores numéricos adquiridos a partir do MEF são cálculos matemáticos sem variabilidade; assim, apenas estatística descritiva pôde ser utilizada.

5. RESULTADOS

5.1. Estabilidade Primária dos Implantes

A análise de variância a um critério mostrou que houve diferença significativa entre os grupos avaliados tanto para o torque de inserção dos implantes quanto para a análise de frequência de ressonância (Tabela 4).

Tabela 4: ANOVA a um critério para análise de frequência de ressonância (ISQ) e torque de inserção.

		Soma dos	Graus	Quadrado	F	P
		Quadrados	de	Médio		
			Liberdade			
ISQ	Entre os grupos	403,638	3	134,546	9,450	,001
	Dentro dos grupos	227,800	16	14,238		
	Total	631,438	19			
Torque de Inserção	Entre os grupos	2582,428	3	860,809	73,307	,000
	Dentro dos grupos	187,880	16	11,743		
	Total	2770,308	19			

Em relação ao torque de inserção (Ncm), observou-se que os grupos diferiram entre si e que o grupo A apresentou o maior valor ao torque final. Os grupos B e D apresentaram os menores valores e o grupo C um valor intermediário e significativamente maior que os valores dos grupos B e D (Tabela 5).

Tabela 5: Valores do torque de inserção (média $\pm$ desvio padrão) dos diferentes tipos de ancoragem (n=5).

Grupos	Torque de Inserção (Ncm)
A	60.9 $\pm$ 4.3 [*]
B	34.5 $\pm$ 1.2 [£]
C	43.2 $\pm$ 4.1 [∞]
D	31.9 $\pm$ 0.9 [£]

Diferentes símbolos indicam diferença significativa entre grupos (ANOVA, Tukey, $p < 0.05$).

O comportamento dos grupos em relação ao torque de inserção (Ncm) em função do tempo (s) é observado na figura 11. É possível notar que todos os grupos apresentaram um padrão de comportamento similar de torque de inserção em função do tempo, embora diferenças significantes tenham ocorrido entre eles, sendo o grupo bicortical, seguido pelo sub-cristal com apoio apical os que atingiram os maiores valores no momento final da inserção dos implantes.

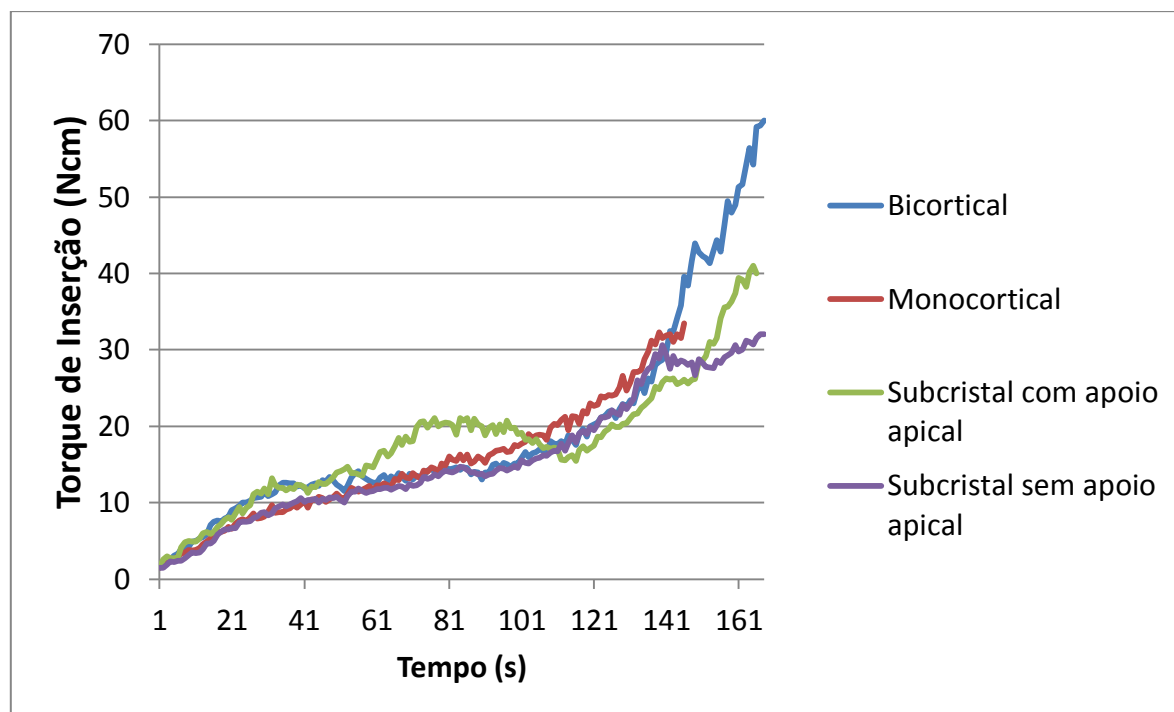


Figura 11: Valores de Torque de Inserção (Ncm) em função do tempo (s).

Quanto aos valores da frequência de ressonância foram observados que os grupos A e C diferiram significativamente ($P<0,05$), de B e D, porém estes últimos não diferiram entre si (Tabela 6).

Tabela 6: Valores da análise de frequência de ressonância (ISQ) (média $\pm$ desvio padrão) dos diferentes tipos de ancoragem (n=5).

Grupos	ISQ
A	82.2 $\pm$ 2.5 [*]
B	70.6 $\pm$ 4.3 [£]
C	77.2 $\pm$ 2.4 [∞]
D	72.5 $\pm$ 3.9 [£]

Diferentes símbolos indicam diferença significativa entre grupos (ANOVA, Tukey, $p<0.05$).

Na tabela 7, são apresentados os valores da correlação de Pearson entre torque de inserção e análise de frequência de ressonância (ISQ). Houve correlação positiva entre as duas variáveis analisadas, ou seja, quando os valores do torque de inserção foram maiores o mesmo foi observado para a frequência de ressonância.

Tabela 7: Correlação de Pearson entre análise de frequência de ressonância (ISQ) e torque de inserção (n=20).

	ISQ	Torque	Sig.
ISQ	1	,755 ^{**}	,001
Torque	,755 ^{**}	1	,001

^{**} r significativa em nível de 0.01

5.2. Comportamento Biomecânico pelo Método dos Elementos Finitos

Os valores de tensão na crista óssea alveolar, quando considerado o carregamento cêntrico, foram maiores para o grupo B, seguido pelos grupos C, A e D, respectivamente. A região da cortical óssea apical apresentou maiores valores para o grupo sub-cristal com apoio cortical, seguido pela ancoragem

bicortical, sub-cristal sem apoio cortical e pela monocortical. A maior deformação ocorreu na região de osso trabecular (Tabela 8). As figuras ilustrativas da distribuição de tensão para as áreas ósseas analisadas podem ser verificadas nas figuras 12, 13 e 14.

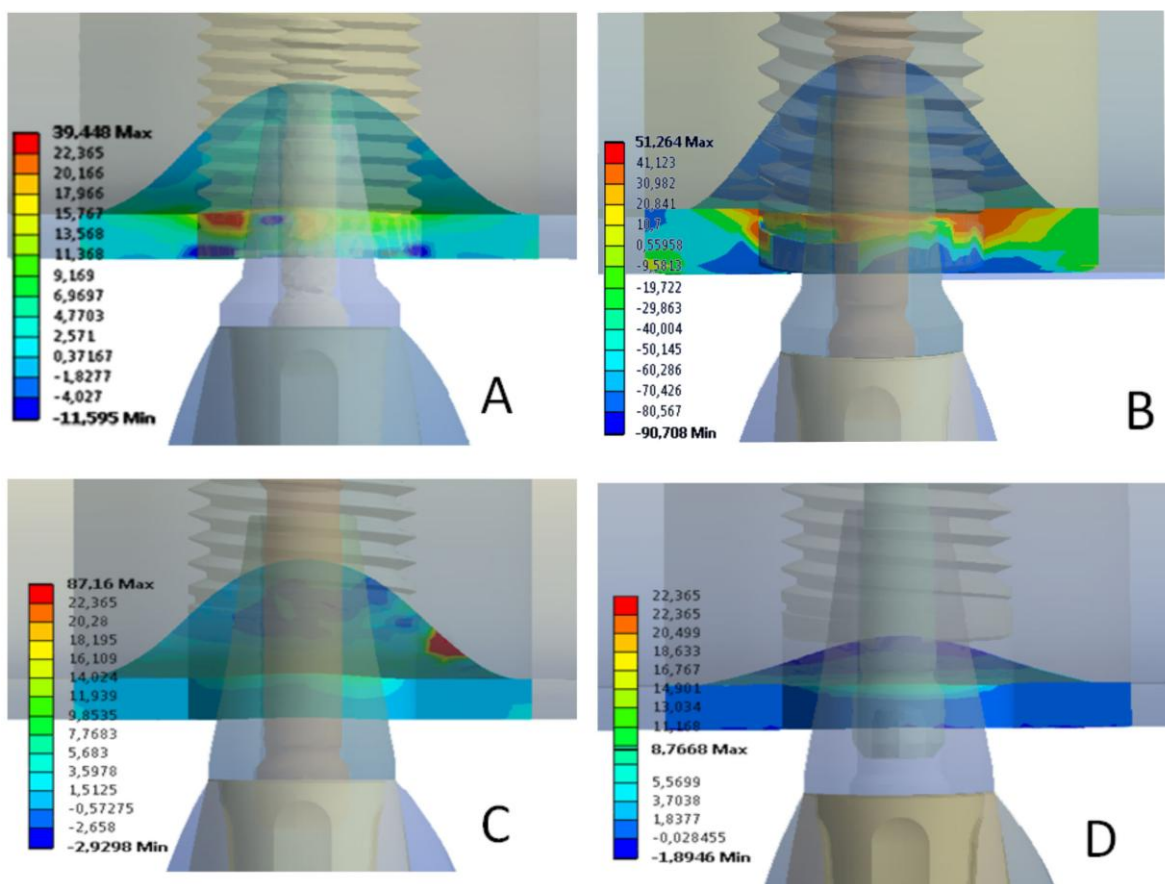


Figura 12: Padrão de tensão em carregamento cêntrico na cortical da crista óssea alveolar dos modelos: bicortical (A), monocortical (B), 2 mm sub-cristal com (C) e sem apoio do ápice do implante na cortical apical (D).

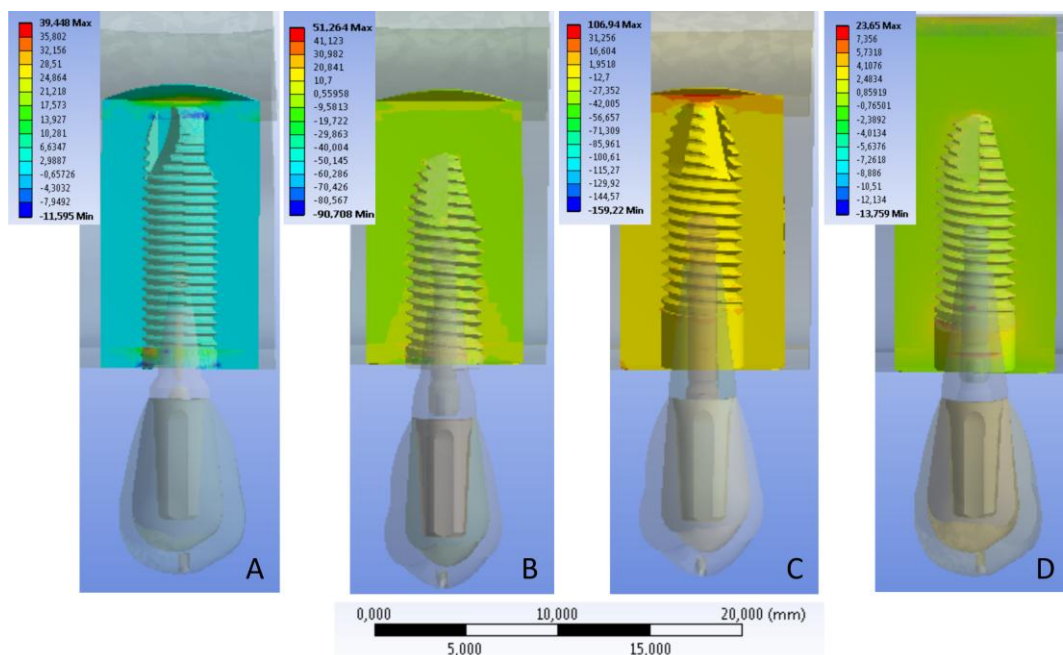


Figura 13: Padrão de tensão no tecido ósseo dos modelos em carregamento cêntrico: bicortical (A), monocortical (B), 2 mm sub-cristal com (C) e sem apoio do ápice do implante na cortical apical (D).

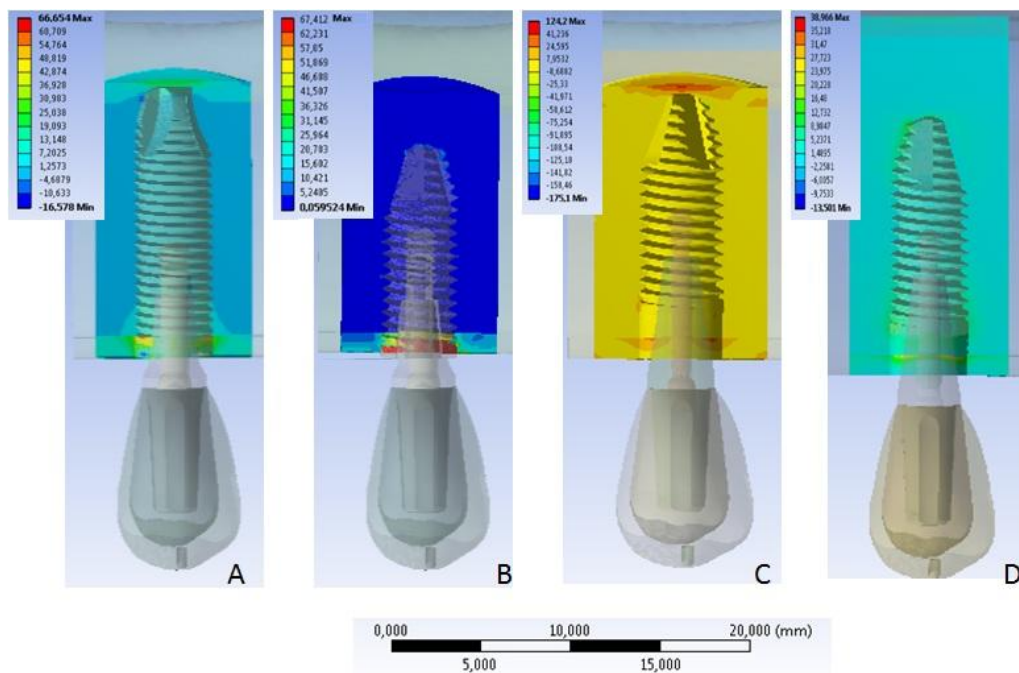


Figura 14: Padrão de tensão no tecido ósseo dos modelos em carregamento excêntrico: bicortical (A), monocortical (B), 2 mm sub-cristal com (C) e sem apoio do ápice do implante na cortical apical (D).

Tabela 8: Valores de tensão (tração, compressão e cisalhamento) em MPa e de deformação (μm) observados para o osso cortical cervical, osso trabecular e osso cortical apical quando do carregamento cêntrico.

Grupos		Tensão (MPa)			Deformação (μm)
		Tração	Compressão	Cisalhamento	
Osso	A	39.44	78.08	33.24	0.0024
Cortical	B	51.26	233.94	48.72	0.0037
Cervical	C	87.16	44.33	42.68	0.0043
	D	8.76	18.79	9.44	0.0004
Osso	A	12.85	11.64	10.22	0.0720
Trabecular	B	13.55	41.22	5.23	0.0346
	C	89.35	66.70	46.91	0.2260
	D	23.65	48.24	23.13	0.1220
Osso	A	26.26	61.11	29.49	0.0018
Cortical	B	4.57	5.57	0.81	0.0002
Apical	C	106.94	403.14	198.86	0.0110
	D	6.089	6.14	3.03	0.0002

Assim como no carregamento cêntrico, o carregamento excêntrico também apresentou maior concentração de tensão na região da crista óssea alveolar no grupo monocortical, seguido pelos grupos bicortical, sub-cristal com e sem apoio na cortical apical. A região cortical do assoalho do seio maxilar foi a que recebeu maiores valores de tensão para os grupos C, A, D e B respectivamente. O osso trabecular foi o que sofreu maior deformação, comparado aos demais tecidos ósseos (Tabela 9).

Tabela 9: Valores de tensão (tração, compressão e cisalhamento) em MPa e de deformação (μm) observados para o osso cortical cervical, osso trabecular e osso cortical apical quando do carregamento excêntrico.

Grupos		Tensão (MPa)			Deformação (μm)
		Tração	Compressão	Cisalhamento	
Osso	A	66.65	127.43	55.42	0.0038
Cortical	B	67.41	199.19	91.41	0.0048
Cervical	C	86.81	56.62	44.77	0.0045
	D	24.65	34.09	17.05	0.0016
Osso	A	12.94	17.62	15.28	0.1079
Trabecular	B	60.86	46.34	37.46	0.0750
	C	85.19	65.57	46.19	0.2210
	D	38.96	54.27	28.03	0.1460
Osso	A	24.35	61.47	27.48	0.0014
Cortical	B	14.40	14.92	7.11	0.0005
Apical	C	124.2	527.82	279.54	0.0167
	D	6.62	6.69	3.29	0.0026

O efeito da micromovimentação dos implantes em relação ao carregamento oclusal pode ser observado na Tabela 10 e Figura 15. Quando os implantes foram avaliados em carregamento cêntrico, os maiores valores de deslocamento foram observados no eixo vertical para todos os grupos, sendo o grupo D que apresentou o maior deslocamento, seguido pelos grupos C, B e A, respectivamente. Entretanto, quando a micromovimentação foi analisada em carregamento excêntrico, o eixo horizontal apresentou os maiores valores para o grupo D, seguido em ordem decrescente pelos grupos B e C. Somente o grupo A

mostrou menor valor de deslocamento para o eixo vertical em carregamento excêntrico.

Tabela 10: Deslocamento (μm) vertical e horizontal dos implantes, segundo os tipos de ancoragem sob carregamento cêntrico ou excêntrico.

		Tipos de Carregamento							
		Cêntrico				Excêntrico			
Grupos		A	B	C	D	A	B	C	D
Tipo de Deslocamento	Vertical	2,30	8,9	15,0	30,0	2,32	6,0	2,3	19,5
	Horizontal	0,20	1,3	1,4	3,2	0,17	12,1	6,0	20,6

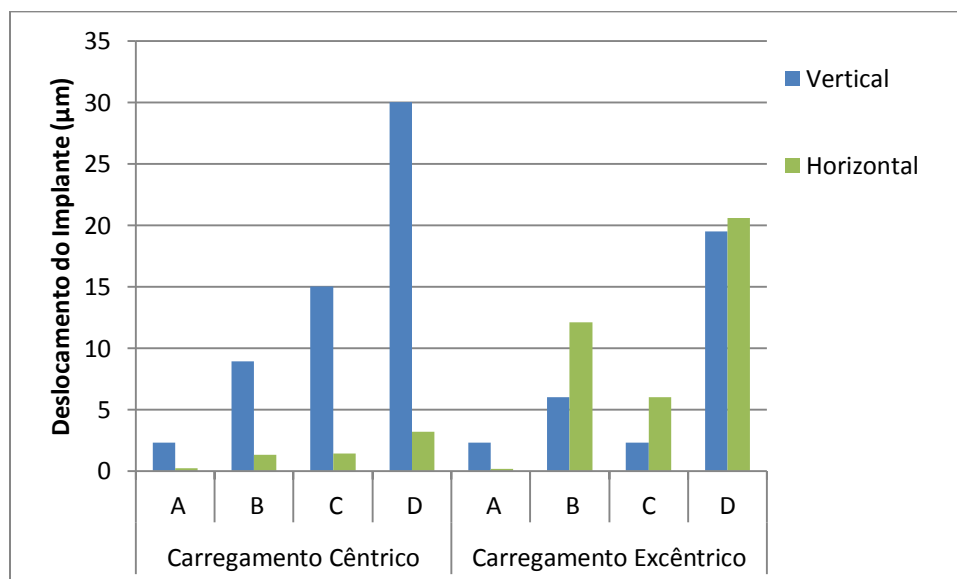


Figura 15. Deslocamento vertical e horizontal dos implantes (μm) segundo os tipos de ancoragem sob carregamento cêntrico ou excêntrico.

6. DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a influência da ancoragem apical na estabilidade primária e comportamento biomecânico de implantes, localizados abaixo da crista óssea alveolar (sub-cristais), em região posterior de maxila quando submetidos ao carregamento imediato. A pergunta da pesquisa foi se o posicionamento de implantes abaixo da crista óssea alveolar poderia comprometer a estabilidade primária quando inseridos apenas em osso trabecular e, mais ainda, se quando os implantes sub-cristais são apoiados na cortical do seio maxilar, poderia haver melhora na estabilidade primária, bem como na distribuição de tensão/deformação e micromovimentação quando submetidos ao carregamento cêntrico e excêntrico, simulando condição de carga imediata. Este comportamento biomecânico dos implantes sub-cristais ainda não foi determinado, especialmente em relação ao efeito da ancoragem do ápice do implante na parede cortical do assoalho seio maxilar.

Sabe-se que a estabilidade primária no momento da cirurgia é um dos pré-requisitos para o carregamento imediato e uma boa estabilidade primária é responsável pela redução da micromovimentação (Goellner *et al.*, 2011; Glauser *et al.*, 2004). Com a evolução dos materiais, do desenho do implante e das técnicas cirúrgicas, a exigência por protocolos de tratamento realizados em menor tempo, envolvendo menor quantidade de cirurgias e que ao menos tempo proporcione conforto e estética ao paciente, agregando eficiência e confiabilidade, foi tomando maior espaço e tornando-se cada vez mais popular na Implantodontia (Xiao *et al.*, 2012; Javed & Romanos, 2010; Bilhan *et al.*, 2010; Huang *et al.*, 2008). Este protocolo de tratamento refere-se à restauração protética imediata logo após o posicionamento de implantes (Canullo *et al.*, 2009).

Para a mensuração da estabilidade primária, a literatura aborda diferentes métodos, sendo os mais usuais as medidas de torque de inserção e análise de frequência de ressonância (Ahn *et al.*, 2012; Xiao *et al.*, 2012; Trisi *et al.*, 2011; Bilhan *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2009; Andrés-García *et al.*, 2009; Rabel *et al.*,

2007; Glauser *et al.*, 2004; O'Sullivan *et al.*, 2000), sendo estas técnicas também presentes no estudo.

Quando avaliado o torque de inserção, todas as diferentes ancoragens utilizadas alcançaram o valor mínimo de 32Ncm, valor este necessário para a estabilização inicial dos implantes, mesmo quando inseridos em qualidade óssea tipo IV (Rocuzzo *et al.*, 2009). Estudos apontaram que para a utilização de carregamento imediato, implantes unitários devem ser inseridos com um torque maior ou igual a 30 Ncm (Ahn *et al.*, 2012; Trisi *et al.*, 2011; Rocuzzo *et al.*, 2009; Canullo *et al.*, 2009; Rabel *et al.*, 2007). Avaliando-se os resultados somente para o torque de inserção, todas as diferentes fixações apicais poderiam receber carregamento imediato. Entretanto, os grupos que atingiram os maiores valores para o torque de inserção foram os de ancoragem bicortical e sub-cristal com apoio apical. Esse dado corrobora com o de Xiao *et al.* (2012), os quais mostraram que a adição da parede do assoalho do seio maxilar, por sua vez, promoveu maior contato de osso circunjacente de maior densidade com o ápice dos implantes, exercendo um papel fundamental para o aumento da estabilidade primária quando os implantes foram submetidos ao carregamento imediato e contribuindo para a redução do dano mecânico na interface osso-implante.

Os implantes sub-cristais sem apoio na cortical apical e os monocorticais apresentaram os menores valores para o torque de inserção imediatamente pós-inserção. Esses menores valores, bem próximos ao limiar necessário para ancoragem em osso tipo IV, faz com que esses tipos de ancoragem não sejam indicados para o carregamento imediato. Um estudo *in vitro* também demonstrou que não foi possível atingir o pico de torque de inserção acima de 35 Ncm para implantes instalados em osso de baixa densidade (Trisi *et al.*, 2011). Por essa razão, a análise de torque de inserção deve ser utilizada de forma conjunta com outros métodos para avaliar de maneira criteriosa e fidedigna a estabilidade primária dos implantes.

Quando avaliadas as curvas de torque de inserção em Ncm em função do tempo em segundos para as diferentes ancoragens, estas apresentaram

comportamento similar ao serem inseridas na crista óssea alveolar e osso trabecular. Entretanto, no momento final de inserção, a ancoragem do ápice do implante no assoalho do seio maxilar exerceu papel fundamental para o aumento dos valores de torque e este fato provavelmente se justifica pela presença de um componente friccional entre as roscas do implante em uma camada de maior rigidez óssea (Rabel *et al.*, 2007).

Na literatura, têm-se crescentes evidências de que as mensurações obtidas pela análise de frequência de ressonância (RFA) podem predizer a estabilidade primária em implantes inseridos imediatamente (Xiao *et al.*, 2012; Ahn *et al.*, 2012; Atieh *et al.*, 2012; Wang *et al.*, 2009; O'Sullivan *et al.*, 2000). Porém, esta mensuração quando feita isoladamente para a avaliação da estabilidade primária, deve-se ter cautela, pois o coeficiente de estabilidade primária (ISQ) pode apresentar resultados falso-positivos, dependendo da forma como o implante é instalado e o suporte ósseo atingido (Rabel *et al.*, 2007). Um estudo clínico desenvolvido por Glauser *et al.* (2004) mostrou perdas de implantes submetidos ao carregamento imediato após 1 ano de acompanhamento, mesmo tendo obtido valores de 68 ISQ, que são considerados altos, no momento de sua inserção. Dessa maneira, faz-se necessário que as medidas de RFA sejam suportadas por outros parâmetros de quantificação de estabilidade primária, principalmente em protocolos de implantes sob carga imediata (Atieh *et al.*, 2012; Bilhan *et al.*, 2010). Nesse sentido, o presente estudo propôs-se a avaliar tanto as medidas para o torque de inserção quanto as de RFA para proporcionar maior confiabilidade dos dados quanto à estabilidade primária, principalmente para os implantes sub-cristais.

Quanto aos valores de RFA, todas as ancoragens apicais apresentaram valores de ISQ acima de 60 no presente estudo, o qual é referido como valor limite para o carregamento imediato. Este achado está em concordância com os estudos prévios de Bilhan *et al.*, 2010; Rabel *et al.*, 2007; Akça *et al.*, 2006; O'Sullivan *et al.*, 2000; em que mostraram que quanto mais altos são os valores de ISQ, maior a segurança de estabilidade inicial dos implantes no tecido ósseo adjacente.

Sennerby & Meredith (2002) sugeriram que os implantes com estabilidade primária acima de 60-65 ISQ podem ser adequados para o carregamento imediato, entretanto abaixo de 40 podem ser propensos à falhas de acordo com experiências prévias com implantes de dois estágios. A literatura descreve valores de ISQ com sucesso para implantes osseointegrados a partir de 57 a 82 com média de 69 ISQ após um ano de carregamento (Andrés-García *et al.*, 2009; Rabel *et al.*, 2007).

Tem-se demonstrado que a atribuição às mudanças da técnica cirúrgica para alcançar maior estabilidade primária, incluindo redução do diâmetro das fresas, o uso de implantes auto-rosqueáveis, com maior diâmetro e implantes cônicos podem favorecer o alcance de altos níveis de ISQ em carregamentos imediatos (Ahn *et al.*, 2012; Trisi *et al.*, 2011; Bilhan *et al.*, 2010; Andrés-García *et al.*, 2009; Rabel *et al.*, 2007; Glauser *et al.*, 2004; O'Sullivan *et al.*, 2000), porém o fator mais preponderante para determinar a estabilidade dos implantes esteja ligado à quantidade e qualidade óssea (Javed *et al.*, 2010; Winter *et al.*, 2010).

Apesar de alguns trabalhos não terem encontrado correlação entre os valores de torque de inserção e medidas de RFA (Trisi *et al.*, 2011; Rabel *et al.*, 2007), o presente estudo verificou a existência de correlação positiva entre ambas as variáveis, em acordo com os estudos de Ahn *et al.* (2012); Bilhan *et al.* (2010) e Akça *et al.* (2006). Os autores que não identificaram correlação positiva entre as variáveis justificaram esse achado devido à utilização e comparação de diferentes sistemas de implantes, apesar de Akça *et al.* (2006) em um estudo com cadáveres humanos utilizando diferentes sistemas de implantes, detectaram correlação entre ISQ e torque de inserção, mostrando ser esse último mais confiável para mensuração da estabilidade primária. Também foi verificado no presente estudo, o aumento dos valores de torque de inserção quando os implantes foram inseridos em osso cortical e esses altos valores também foram obtidos por medidas de RFA, o que está de acordo com estudo prévio que avaliou a influência da qualidade óssea na estabilidade primária dos implantes (Akça *et al.*, 2006).

Sabe-se também que a estabilidade dos implantes no carregamento imediato é altamente influenciada pela força de carregamento, principalmente logo após o posicionamento dos implantes. Contudo, a quantidade exata de forças aplicadas é incerta, bem como as consequências biomecânicas que este tipo de carregamento provoca nas estruturas ósseas de suporte. Por esta razão, o presente estudo também se propôs a avaliar o comportamento biomecânico quando cargas cêntricas e excêntricas são impostas imediatamente à instalação das coroas protéticas nos implantes recém ancorados e distribuídas ao tecido ósseo de suporte, em forma de tensão/deformação e micromovimentação.

Alguns autores afirmam que a sobrecarga pode estar associada à oclusão incorreta, desenho inadequado de prótese e/ou implante e posicionamento incorreto do implante. Como consequência, altas concentrações de tensão na interface osso-implante podem surgir, desencadeando alta deformação no tecido ósseo, estimulando reabsorção óssea e por sua vez, comprometendo a efetividade do implante (Almeida *et al.*, 2012; Ding *et al.*, 2009; Baggi *et al.*, 2008).

A mensuração da tensão principal permite distinção entre tensão de tração (calculada como tensão máxima principal) e tensão de compressão (calculada como tensão mínima principal). O sobrecarregamento do tecido ósseo cortical pode levar à perda óssea da crista marginal, podendo ser detectado quando a tensão máxima principal exceder 100-130 MPa ou a tensão mínima principal exceder 170-190 MPa (Baggi *et al.*, 2008). Embora o pico de tensão compressiva tenha sido apontado como o mais confiável para a avaliação de reabsorção óssea, os valores de tensão de compressão e de tração, no presente estudo, indicaram comportamento biomecânico semelhante.

Rieger *et al.* (1990) e Van Oosterwyck *et al.* (1998) sugeriram que existe um valor ideal de tensão no qual tanto o osso é removido por reabsorção quanto é depositado por aposição. Entretanto, ainda não há evidências clínicas em relação ao nível de tensão na qual a remodelação cessa e a reabsorção inicia, culminando em perda óssea. Frente a essa questão, Baggi *et al.* (2008) afirmaram que a resistência óssea final pode ser considerada por representar o limite fisiológico. No

presente estudo, os modelos com ancoragem na crista óssea alveolar produziram os valores mais altos de tensão e deformação nesta região, os quais estão de acordo com os de Huang *et al.* (2010); Ding *et al.* (2009); Huang *et al.* (2009); Huang *et al.* (2008); Baggi *et al.* (2008); Petrie & Williams (2005); Sevimay *et al.* (2005); Pierrisnard *et al.* (2003); Rieger *et al.* (1990), que também mostraram que a interface osso cortical-implante tipicamente apresenta alta concentração de tensões quando os implantes são posicionados no nível da crista. O grupo B (monocortical) excedeu o limite de tolerância para esta região quando avaliada a tensão mínima principal, sendo que Baggi *et al.* (2008) sugeriram que o sobrecarregamento em osso compacto pode acontecer em tensão de compressão.

Al-Nsour *et al.* (2012) e Baggi *et al.* (2008) mostraram que implantes com plataforma switching quando posicionados abaixo da crista óssea alveolar, podem melhorar a distribuição das tensões e deformações assim como diminuir o risco de sobrecarregamento para a estrutura óssea adjacente. Esse mesmo comportamento biomecânico pôde ser verificado com a utilização de implantes abaixo da crista óssea marginal, no presente estudo, em que os implantes sub-cristais proporcionaram melhor distribuição de tensão e deformação na região de cortical da crista, mesmo quando o ápice do implante foi inserido no assoalho do seio maxilar, o que poderia explicar o crescimento ósseo a nível coronal da interface abutment-implante (Donavan *et al.*, 2010).

O aumento do pico das tensões/deformações sobre a parede cortical do seio maxilar, no presente estudo, aponta para uma tendência na dissipação das tensões através da camada óssea compacta apical. Esse achado pode ser verificado especialmente no modelo sub-cristal com ancoragem apical em osso cortical. Além disso, os altos valores encontrados nesta área é uma consequência do maior braço de alavanca devido ao deslocamento do fulcro para a região apical (Weinberg, 1998). Os valores mínimos principais (compressão) excederam o limite para a região cortical óssea no seio maxilar para este modelo e o comportamento biológico deste tecido ósseo sob altas tensões de compressão ainda necessita de

investigação em estudos futuros. Quando simulado carregamento excêntrico, estes valores foram ainda maiores para esta região, em concordância com Huang *et al.* (2010)

É válido ressaltar que o implante utilizado no presente estudo apresentou formato cilíndrico com ápice cônico, rosca dupla de perfil piramidal, superfície porosa obtida por duplo tratamento (jateamento abrasivo seguido de subtração ácida), sendo indicado para instalação em densidades ósseas grau III e IV. A literatura aponta que o uso de implantes rosqueáveis e cilíndricos permite maior engrenamento da interface entre osso e implante e diminui o pico de tensões em crista óssea marginal em implantes sob carga imediata (Huang *et al.*, 2010; Huang *et al.*, 2008). O aumento do pico de tensão na cortical do seio maxilar para o modelo C pode também estar relacionado com a diminuição do diâmetro na porção final do implante e da área de contato entre o ápice do implante e osso cortical (1mm). Esse comportamento mecânico é semelhante ao encontrado por Huang *et al.* (2010), que mostraram que a máxima tensão foi concentrada no ápice e nas áreas onde houve mudança no diâmetro do corpo do implante.

Embora o posicionamento sub-cristal possa comprometer a proporção coroa-implante devido à presença de um braço de alavanca superior (Weinberg, 1998; Isidor, 2006), o comprimento do implante de 11mm utilizado e posicionado 2mm abaixo da crista óssea alveolar parece não ser suficiente em produzir valores de tensão elevados na região da crista.

Os menores valores de tensão/deformação e cisalhamento foram atingidos pelo modelo sub-cristal ancorado apenas em osso trabecular. A explicação para tal fenômeno pode ser devido ao baixo módulo de elasticidade do trabeculado ósseo atuando como um “quebrador” de tensão para melhor dissipar as cargas oclusais (Pierrisnard *et al.*, 2003; Ivanoff *et al.*, 2000).

Alguns autores atentaram para a melhora na distribuição de tensão na área de osso cortical marginal quando se utiliza ancoragem bicortical (Huang *et al.*, 2009; Pierrisnard *et al.*, 2003; Van Oosterwyck *et al.*, 1998), sugerindo que a fixação bicortical pode aumentar a taxa de sucesso dos implantes em região

posterior de maxila (Branemark *et al.*, 1984), embora Ivanoff *et al.* (2000) tenham observado falhas quatro vezes mais frequentes com a utilização de ancoragem bicortical, principalmente quanto à fratura de implantes quando comparada à monocortical. No presente estudo, em carregamento excêntrico, as tensões e deformações mostraram-se aumentadas na crista óssea tanto na ancoragem bicortical quanto monocortical. Como a tábua óssea marginal utilizada neste estudo apresentou espessura de 1,0 mm para simular a pior condição em região posterior de maxila, as deformações para os carregamentos laterais (momentos de flexão) foram maiores na crista alveolar, sugerindo que esta região é crítica em relação à perda óssea marginal sob cargas excêntricas para o carregamento imediato (Ding *et al.*, 2009). Estes achados estão em concordância com os de Donavan *et al.* (2010).

Alguns estudos de AEF apontam que a utilização de implantes de maior diâmetro principalmente para o carregamento imediato, tem efeito significativo na diminuição das tensões e deformações na crista óssea alveolar por promover aumento da superfície de contato entre osso-implante (Huang *et al.*, 2010; Ding *et al.*, 2009). No presente estudo utilizou-se implante com diâmetro de 4,0 mm, por conta da altura do rebordo residual, área de pré-molar superior e pelo requisito estético para obter um perfil de emergência natural.

Um carregamento de 200N foi aplicado na superfície oclusal da coroa do 2º pré-molar superior tanto em carregamento cêntrico quanto excêntrico. Essa carga utilizada representa uma média obtida de pacientes que utilizam implantes (Petrie & Williams, 2005) e de forças de mordida para regiões específicas da arcada dental (Hattori *et al.*, 2009). Na literatura observa-se um grande espectro de cargas verticais para pacientes com implantes, variando entre 91-284N, estando possivelmente relacionadas com a localização do implante e consistência do alimento (Petrie & Williams, 2005). Na prática clínica, as forças horizontais também estão presentes (Hattori *et al.*, 2009), e sua magnitude está relacionada com a inclinação das cúspides e largura da mesa oclusal.

Estudos experimentais prévios relataram um limiar para microvimentação entre 50 e 100 μm (Trisi *et al.*, 2011; Goellner *et al.*, 2011), acima deste valor a micromovimentação induz reabsorção da interface osso-implante, produzindo tecido fibroso ao redor dos implantes (Brilhan *et al.*, 2010; Szmukler-Mencler *et al.*, 1998). Os resultados do presente estudo estão em acordo com esses dados, aonde todas as ancoragens apresentaram valores abaixo de 30 μm . Tanto em oclusão cêntrica quanto excêntrica, os implantes que mais se deslocaram foram os sub-cristais com ancoragem no osso trabecular. Esse achado está de acordo com o de Goellner *et al.* (2011), em que observaram que as cargas oblíquas resultaram em maior deslocamento do implante em osso trabecular. Já os implantes ancorados bicorticalmente apresentaram menor flexão quando submetidos ao carregamento oclusal, e com isso menor deformação óssea pôde ser encontrada, corroborando com achados de Pierrisnard *et al.* (2003). Houve uma tendência dos implantes de se deslocarem no sentido vertical quando submetidos a carregamentos cêntricos, enquanto nos carregamentos excêntricos, os implantes tenderam a se deslocar no sentido horizontal.

Tem sido reportado na literatura correlação entre o aumento do torque de inserção e a redução da micromovimentação (Trisi *et al.*, 2009; Trisi *et al.*, 2011), embora estudo *in vitro* anteriores tenham mostrado valores altos para a micromovimentação variando entre 100 e 340 μm em amostras de osso tipo IV (Goellner *et al.*, 2011), podendo atingir entre 100 e 250 μm quando forças excêntricas são aplicadas, dependendo da quantidade de força (Trisi *et al.*, 2009).

A principal dificuldade em simular o comportamento mecânico dos implantes dentais é a modelagem do tecido ósseo humano e sua resposta frente às forças mecânicas aplicadas (Almeida *et al.*, 2012). Dessa forma, estudos *in vitro* bem delineados utilizando modelos virtuais através do MEF devem ser considerados como abordagens complementares que permitem avaliar o desempenho biomecânico dos implantes, componentes protéticos e tecido ósseo peri-implantar, proporcionando aos pesquisadores avaliar uma série de questões que muitas vezes, devido ao custo, ao número de variações dentro de ensaios

clínicos controlados e randomizados ou as dificuldades em resolvê-los analiticamente, seria inexecutável.

Neste estudo foram utilizadas propriedades mecânicas específicas para cada tipo de material envolvido. O tecido ósseo foi considerado anisotrópico, homogêneo e linearmente elástico, já os implantes, pilares protéticos, infra-estrutura e cerâmica de recobrimento bem como cimento resinoso foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Essa diferenciação das propriedades dos materiais nem sempre é adotadas nos estudos por MEF, sendo que muitos autores utilizam propriedades isotrópicas para o tecido ósseo (Huang *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2009; Ding *et al.*, 2009; Huang *et al.*, 2008; Baggi *et al.*, 2008; Acka & Cehreli, 2006; Petrie & Williams, 2005; Sevimay *et al.*, 2005; Van Oosterwyck *et al.*, 1998), comprometendo dessa forma os dados, podendo resultar em padrões diferentes de tensão e deformação. Alguns trabalhos também ignoram a utilização da camada de cimento (Petrie & Williams, 2005; Sevimay *et al.*, 2005) que foi considerada neste estudo.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada e com as limitações do estudo, concluiu-se que o uso da parede cortical do assoalho do seio maxilar influenciou na melhora da estabilidade primária, principalmente para os implantes sub-cristais. Em relação ao comportamento biomecânico dos implantes sub-cristais quando sujeitos ao carregamento imediato, estes se apresentaram com padrões de distribuição de tensão/deformação distintos nas regiões da crista óssea alveolar, osso trabecular e cortical apical do seio maxilar. Os implantes sub-cristais com ancoragem no seio maxilar são benéficos do ponto de vista biomecânico, pois além de dirigirem as forças tanto cêntricas quanto excêntricas para a região cortical apical, contribuem para diminuir a micromovimentação do implante.

REFERÊNCIAS*

1. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW, Heo YK, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012;107:366-372.
2. Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput* 2006;44:527-535.
3. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micromorphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:465-472.
4. Almeida EO. Critical aspects for mechanical simulation in dental implantology. 81-106 p. In: *Finite Element Analysis – From Biomedical Applications to Industrial Developments*. InTech: 2012, 496 p.
5. Al-Nsour MM, Chan HL, Wang HL. Effect of the Platform-Switching Technique on Preservation of Peri-implant Marginal Bone: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:138-145.
6. Andrés-García R, Vives NG, Climent FH, Palacin AF, Santos VR, Climent MH, et al. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:E93-97.
7. Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG. Can resonance frequency analysis predict failure risk of immediately loaded implants? *Int J Prosthodont*. 2012;25:326-39.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dent Mater* 2012;28:919-927.
9. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100:422-431.
10. Bilhan H, Geckili O, Muncu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil* 2010;37:900-907.
11. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:497-505.
12. Canullo L, Goglia G, Iurlaro G, Iannello G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediately placed and restored single maxillary implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont* 2009;22:277-282.
13. 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* 2011;16:e852-856.
14. Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:295-304.
15. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29:565-574.

16. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:279-287.
17. Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: a 1-year radiographic evaluation. *J Periodontol* 2010;81:428-434.
18. Ganeles J, Zollner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1119-1128.
19. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
20. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren AK, Gottlow J, Hammerle CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin. Oral Impl. Res* 2004;15:428–434.
21. Goellner M, Schmitt J, Karl M, Wichmann M, Holst S. The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:257-264.
22. Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech* 2009;42:1533-1538.
23. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent* 2008;36:409-417.
24. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:455-462.

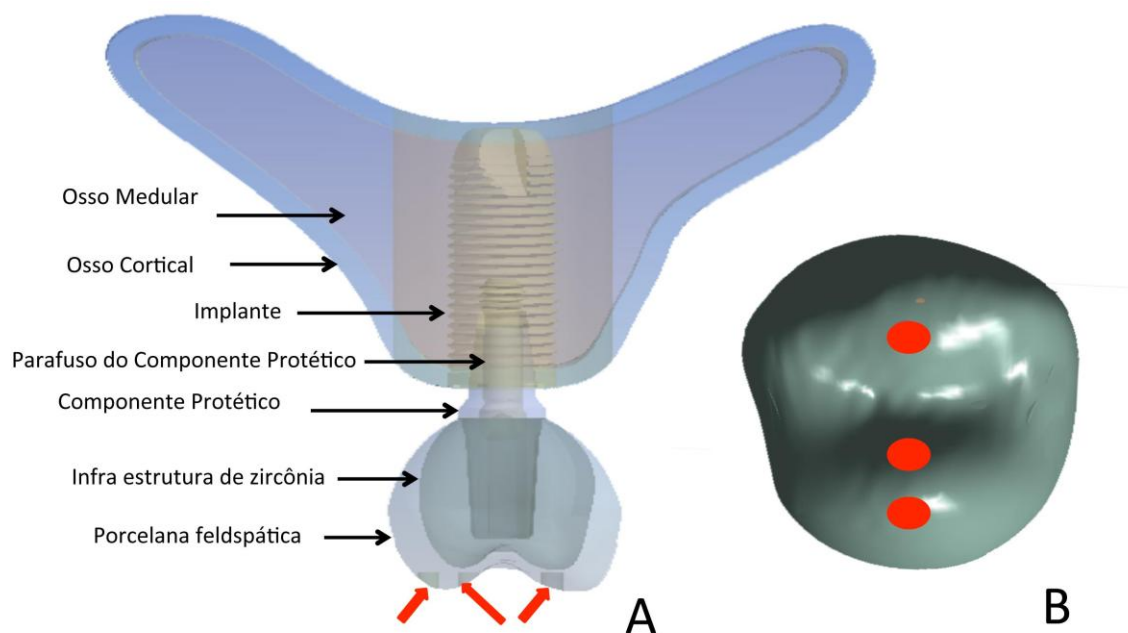
25. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Chen MY. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Computers in biology and medicine* 2010;40:525-532.
26. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8-18.
27. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:103-110.
28. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010;38:612-620.
29. Lekholm U, Zarb G. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. In: Branemark, PI, Zarb G, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.p.199-209.
30. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics. *Comput Methods Programs Biomed* 2010;100:158-165.
31. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85-92.
32. Petrie CS, Williams JL. 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 Impl Res* 2005;16:486–494.
33. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:254-262.

34. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007;11:257-265.
35. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.
36. Rocuzzo M, Aglietta M, Cordaro L. Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 Suppl:147-157.
37. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:255-261.
38. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-234.
39. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications *Periodontol* 2000 2008;47:51-66.
40. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:13-18.
41. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43:192-203.
42. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clinical oral implants research* 2009;20:467-471.

43. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study. Clin Oral Implants Res 2011;22:567-570.
44. 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 Impl Res 1998;9:407-418.
45. Wang K, Li DH, Guo JF, Liu BL, Shi SQ. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. J Oral Rehabil 2009;36:284-291.
46. Weinberg LA. Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. Int J Prosthodont 1998;11:55-69.
47. Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:532-539.
48. Xiao JR, Li YQ, Guan SM, Kong L, Liu B, Li D. Effects of lateral cortical anchorage on the primary stability of implants subjected to controlled loads: an in vitro study. Br J Oral Maxillofac Surg 2012;50:161-165.
49. Yokoyama D, Shinya A, Gomi H, Vallittu PK, Shinya A. Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. Dent Mater J 2012;31:189-96.

ANEXOS

Anexo 1: (A) Modelo tridimensional com ancoragem bicortical obtido no SolidWorks Premium 2011 com todas as estruturas modeladas. (B) Pontos de contato na coroa do 2º pré-molar em oclusão cêntrica.



Anexo 2: Geração da malha para o modelo B no software de análise de tensões ANSYS Workbench.

