UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

EDUARDO ANDRÉS BORIE ECHEVARRÍA

***ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE
EXPERIMENTAL PARA MANDÍBULAS COM REABSORÇÃO SEVERA***

Versão corrigida

Ribeirão Preto

2015

EDUARDO ANDRÉS BORIE ECHEVARRÍA

***ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE
EXPERIMENTAL PARA MANDÍBULAS COM REABSORÇÃO SEVERA***

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

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

Versão corrigida

Ribeirão Preto

2015

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

Borie, Eduardo Andrés Echevarría

Análise pelo método de elementos finitos de um implante experimental para mandíbulas com reabsorção severa. Ribeirão Preto, 2015.

122 p. : il. ; 30 cm

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

Orientadora: Orsi, Iara Augusta

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

Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Eduardo Andrés Borie Echevarría

Análise pelo método de elementos finitos de um implante experimental para mandíbulas com reabsorção severa.

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: / /2016

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

*A minha fonte de admiração e inspiração, reflexo de esforço e perseverança, **meus pais Fernando e Firmine**, com muito carinho e dedicação. Sem a sua ajuda e apoio incondicional dificilmente teria conseguido concluir o trabalho destes anos.*

Los quiero mucho!

Agradecimento Especial

*À minha orientadora, “mãe postiça” e, principalmente, amiga, **Profa. Dra. Iara Augusta Orsi**, pela confiança que me foi entregue desde o princípio. Não existem palavras para agradecer todo o que a Senhora tem feito por mim. Posso lhe dizer que aprendi tanto da Odontologia quanto valores humanos que, pessoalmente, sinto que me acrescentaram muito como pessoa. A Sra. pode ter certeza que plantou uma semente que vai dar frutos durante os próximos anos. Espero não defraudar a Sra.*

Uma das coisas que mais agradeço e que nunca esperei, foi essa grande amizade que, em conjunto com seu apoio e motivação, fizeram que estes quatro anos passarem voando. Tenha certeza que a Sra. foi um pilar muito importante para meu desenvolvimento e amadurecimento no Brasil. Espero que a nossa amizade e nosso “equipe de dois” continue ao longo do tempo e que os frutos não se vejam apenas refletidos em artigos senão que também numa manutenção da comunicação e o apoio, tal como tem sido até hoje.

Agradeço o tempo que a Sra. dedicou para me ensinar, me escutar e me corrigir durante estes quatro anos. Um “muito obrigado” pode parecer pouco, mas ainda não aprendi uma palavra em português que sirva para lhe agradecer mais.

Agradecimentos

A **Deus**, pelo Dom da vida e por ter cuidado da minha família durante todo o tempo que estive aqui. Tenho plena certeza que ele tem sido meu guia na toma de decisões e no caminho recorrido.

Às **minhas irmãs, Odette e Evelyn**, pelo grande apoio apesar da distância.

À minha família, **Aline, Anette, Pascale e Horacio** que de alguma ou outra maneira sempre me animaram a seguir para frente.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de La Frontera**, agradeço a confiança depositada e o apoio para a minha formação continua. Agradeço também ao **Prof. Ramón Fuentes**, pela ajuda, apoio e compreensão durante o tempo dedicado na pós-graduação.

À equipe de **Becas Chile, Programa Formación de Capital Humano Avanzado, Comisión Nacional de Investigación Científica y Tecnológica (CONICYT)**, pelo auxílio financeiro para desenvolver meus estudos de mestrado e doutorado nesta Universidade.

Agradeço a ajuda fornecida pela equipe do CTI Renato Archer em Campinas: **Prof. Jorge, Paula, Thaís e Henrique** obrigado pela ajuda fornecida. De maneira especial, quero agradecer ao **Prof. Pedro, Taka e Murilo** que sem a ajuda deles teria sido impossível desenvolver o meu projeto.

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

À **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**, coordenadora do Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, pela receptividade e ajuda quando precisei.

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

Aos professores do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP.

*Aos meus **amigos de Chile**, que sempre me entregaram palavras de apoio.*

*Aos **amigos do Brasil** que ajudaram a formar uma família nova aqui e me fizeram sentir em casa: **Baskete, Raphael, Fernando, Ricardo, Denise, Rodrigo, João Paulo, Yamba, Dani, Bruna e Pipe.***

*Aos **companheiros da Pós-graduação** pelos bons momentos que vivenciamos juntos durante todo este período de formação.*

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

Resumo

BORIE, E. A. E. **Análise pelo método de elementos finitos de um implante experimental para mandíbulas com reabsorção severa.** Ribeirão Preto, 2015. 122p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

RESUMO

A reabsorção óssea mandibular severa é um problema, muitas vezes difícil de ser sanado, devido a largura e altura insuficientes de tecido ósseo, tornando impossível o emprego de implantes convencionais sem realizar qualquer tipo de procedimento para aumento ósseo. Várias técnicas para aumento de rebordo alveolar são empregadas, contudo podem apresentar alguns inconvenientes que dificultam o tratamento. Outra alternativa é a utilização de implantes curtos, mas a disponibilidade óssea pode limitar a utilização dos desenhos convencionais atuais. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar, pelo método dos elementos finitos, a distribuição de cargas em planejamentos com desenho experimental de implantes, em titânio e zircônia, posicionados na região pré foramen mental em mandíbulas com reabsorção severa e diferentes espessuras de cortical externa (1 e 2mm) e próteses totais fixas implantossuportadas. A mandíbula reabsorvida foi modelada com 12mm de altura, considerando o osso trabecular circundado por 2 mm de osso cortical ou 1mm de cortical externa. Posteriormente, foi modelado um implante com geometria prismática e posicionado ao nível do osso, um em cada lado, na região interforaminal. Inicialmente, foi realizado um teste preliminar, simulando aplicação de forças axiais e oblíquas com diferentes direções em implantes de titânio e zircônia e osso cortical com 1mm e 2mm de espessura. Após adequação da geometria do implante, foram realizadas as simulações com as próteses confeccionadas em resina acrílica termopolimerizada apoiadas em uma barra com liga à base de Co-Cr. Foi empregada uma carga resultante dos quatro músculos principais da mastigação. Os implantes e pilares de titânio e a barra protética foram analisados com tensão equivalente Von Mises, enquanto as tensões perimplantares no osso cortical, na região apical do osso trabecular e nos pilares e implantes de zircônia foram analisadas por tensões máximas e mínimas principais. O deslocamento foi fixado em

valores mínimo e máximo para comparação do grau de movimentação entre os modelos. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores. O modelo de titânio com 1 mm de espessura de osso cortical apresentou o menor valor (13,27 MPa) de tensão máxima principal no osso, seguido pelo de 2mm (16,22 MPa) e pelos de zircônia de 1mm (16,94 MPa) e 2mm (18,43 MPa). Já os menores valores de tensão mínima foram evidenciados nos modelos com 1mm de osso cortical de titânio (-28,94 MPa) e zircônia (-33,30 MPa). Modelos com implantes de titânio e zircônia apresentaram valores iguais de deslocamento nas espessuras de 1mm (0,15mm) e 2mm (0,19mm). Pelos valores apresentados conclui-se que todos estão dentro nos limiares fisiológicos, com os implantes de titânio propiciando os menores valores de tensão.

Palavras chave: Implante dentário, Prótese dentária, Análise de elementos finitos, Biomecânica, Mandíbula, Reabsorção Óssea.

Abstract

BORIE, E. A. E. **Finite element analysis of an experimental implant for mandibles with severe resorption.** Ribeirão Preto, 2015. 122p. (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

Severe mandibular bone resorption is a problem, often difficult to be treated due to insufficient width and height of bone tissue, making it impossible to use conventional implants without performing any procedure for bone augmentation. Several techniques for alveolar ridge augmentation are employed, but may present some drawbacks that hinder the treatment. Another alternative is the use of short implants, but the available bone can limit the use of current conventional designs. Thus, the aim of this study was to evaluate through finite element method the load distribution in plannings with an experimental design of implants, in titanium and zirconia, located in the pre-mental foramen region in mandibles with severe resorption and different external cortical thickness (1 and 2 mm) and complete implant-supported fixed dentures. The resorbed jaw was modeled with 12mm in height, considering the trabecular bone surrounded by an external cortical bone of 2 and 1mm. Subsequently, it was modeled an implant with prismatic geometry and located at bone level, one on each side, between the mental foramen region. Initially, a preliminary test was performed simulating the application of axial and oblique forces with different directions over titanium and zirconia implants and with cortical bone thickness of 1mm and 2mm. After adjustment of implant geometry, analyses with prostheses made of heat-polymerized acrylic resin and supported on a Co-Cr framework were performed. It was employed a resultant load of the main four chewing muscles. The titanium implants and abutments and framework were analyzed through equivalent Von Mises stresses, while the stresses in the peri-implant cortical bone, at apical region of the trabecular bone and the zirconia implants and abutments were analyzed through maximum and minimum principal stresses. Total deformation was set at minimum and maximum values to compare the degree of movement between the models. The analysis was performed through the graphical visualization of the color map. The model in titanium with 1mm-thick of

cortical bone showed the lowest maximum principal stress value (13.27 MPa) at bone, followed by the 2mm-thickness (16.22 MPa) and the zirconia of 1 mm (16.94 MPa) and 2 mm (18.43 MPa). The lowest minimum stress values were observed in models with 1 mm of cortical bone in titanium (-28.94 MPa) and zirconia implants (-33.30 MPa). Models with titanium and zirconia implants had equal total deformation values in thicknesses of 1mm (0.15 mm) and 2 mm (0.19 mm). By the observed values it may conclude that all models were within the physiological limits, with titanium implants providing the lowest stress values.

Keywords: Dental implant, Dental prosthesis, Finite element analysis, Biomechanics, Mandible.

Sumário

RESUMO	9
ABSTRACT	12
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 História da Implantodontia	22
2.2 Prótese total fixa implantossuportada	23
2.3 Reabsorção mandibular	24
2.4 Biomecânica em Implantodontia	25
2.5 Desenho e conexões dos implantes	27
2.6 Diâmetro e comprimento dos implantes	29
2.7 Análise pelo método de elementos finitos	30
2.7.1 Propriedades dos materiais e características do modelo	32
2.8 Tratamentos para mandíbulas severamente reabsorvidas	35
2.8.1 Implantes em mandíbulas severamente reabsorvidas	38
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAL E MÉTODO	43
4.1 Construção do modelo mandibular	44
4.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos	46
4.3 Refinamento da geometria do implante	50
4.4 Modelagem da Barra e da Prótese Implantossuportada	50
4.5 Pré-processamento	51
4.6 Processamento	55
4.7 Pós-processamento e análise dos resultados	55
5 RESULTADOS	56
5.1 Modelos com implantes de titânio	57
5.1.1 Cortical óssea de 2mm	57
5.1.1.1 Deslocamento	57
5.1.1.2 Tensão máxima principal	58
5.1.1.3 Tensão mínima principal	59
5.1.1.4 Tensão equivalente Von Mises	59
5.1.2 Cortical óssea de 1mm	60
5.1.2.1 Deslocamento	60

5.1.2.2 Tensão máxima principal.....	61
5.1.2.3 Tensão mínima principal.....	62
5.1.2.4 Tensão equivalente Von Mises.....	62
5.2 Modelos com implantes de zircônia.....	64
5.2.1 Cortical óssea de 2mm.....	64
5.2.1.1 Deslocamento.....	64
5.2.1.2 Tensão máxima principal.....	64
5.2.1.3 Tensão mínima principal.....	66
5.2.1.4 Tensão equivalente Von Mises.....	67
5.2.2 Cortical óssea de 1mm.....	67
5.2.2.1 Deslocamento.....	67
5.2.2.2 Tensão máxima principal.....	68
5.2.2.3 Tensão mínima principal.....	69
5.2.2.4 Tensão equivalente Von Mises.....	71
6 DISCUSSÃO.....	72
6.1 Limitações do estudo.....	85
7 CONCLUSÕES.....	86
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	88
9 APLICAÇÃO CLÍNICA.....	113
10 APÊNDICE.....	116

1 Introdução

A reabsorção óssea ocorre principalmente devido à perda dental (BUBALO et al., 2011). Em mandíbulas edêntulas a falta de estímulos fisiológicos sobre o osso induz a reabsorção óssea, sendo o remodelamento da crista alveolar é um processo contínuo (TORSIGLIERI et al., 2015) e progressivo podendo comprometer, com o passar do tempo, as funções mastigatórias e da fala devido à redução dos tecidos de ósseos e moles (BUBALO et al., 2011). A pressão exercida sobre o osso por uma prótese convencional e a duração de edentulismo podem acelerar o processo de reabsorção óssea (TORSIGLIERI et al., 2015).

Em muitos casos a perda óssea mandibular pode ser severa, resultando em retenção insuficiente da prótese inferior, intolerância da mucosa às cargas funcionais, dor, dificuldades com a alimentação e a fala, perda de apoio de tecidos moles, aparência facial alterada (STELLINGSMA et al., 2004) e possibilidade de fratura da mandíbula (LOUIS, 2010). Reabsorção severa do rebordo alveolar inferior e base da mandíbula impossibilita a confecção de próteses convencionais assim como a colocação de implantes padrões (BUBALO et al., 2011), sendo esses fatores um desafio para o reabilitador oral, pois a reconstrução alveolar necessita sanar não só as deficiências do tecido ósseo, mas também da mucosa (MAMPILLY et al., 2014).

Em muitos casos, pacientes com perda severa de osso alveolar, em altura ou largura, necessitam de procedimentos reconstrutores para a obtenção de volume ósseo suficiente que permita a colocação de implantes (STELLINGSMA et al., 2004; LOUIS, 2010); pois volume e qualidade óssea alveolar adequados devem estar presentes nos locais receptores de implantes, para obtenção de resultados estéticos e funcionais a longo prazo (POLI et al. 2014).

Várias técnicas, como enxerto ósseo comercial, blocos de osso autógeno de leitões intra ou extraorais, regeneração óssea guiada, distração óssea e divisão ou *split* do rebordo foram desenvolvidas para resolver ou contornar o problema de altura e largura ósseas reduzidas (LOUIS, 2010). Apesar da disponibilidade dessas técnicas para reconstrução de rebordos atróficos, podem gerar grande risco cirúrgico, morbidade pós operatória, necessidade de várias cirurgias (YADAV et al., 2013), além de extenso período pré-operatório e custo elevado.

Implantes também têm sido sugeridos como uma modalidade de tratamento para para esses casos, contudo muitas vezes a atrofia mandibular é tão severa que compromete o correto posicionamento e tratamento com implantes convencionais.

Assim, o objetivo deste estudo foi desenvolver e analisar biomecanicamente uma geometria de implante curto, em titânio e zircônia, com plataforma larga, que possa atuar como expensor em rebordos com espessura óssea limitada ou inadequada, proporcionando ao paciente maior segurança e conforto em comparação com os procedimentos padrões.

2 Revisão da literatura

2.1 História da Implantodontia

Há indícios que os implantes dentários foram introduzidos em diferentes locais concomitantemente, na África pelos egípcios, na América pelos maias, astecas e incas e no Oriente Médio. Contudo, o primeiro implante endósseo que parece ter apresentado osseointegração foi o dos Maias (700 DC), no qual conchas do mar eram esculpidas em forma de dente e, posteriormente, inseridas na mandíbula (GONZÁLEZ, 2014).

Em 1946, Formiggini idealizou um implante intraósseo de tântalo e vitálio em forma de espiral (LEMUS et al., 2009), até esse período a implantodontia era baseada em ensaios clínicos, mas necessitava de um protocolo científico. Na década de 50, Marzini já trabalhava na Itália com implantes “justaósseos”, o procedimento envolvia abertura e descolamento da mucosa, moldagem do osso e sutura, e após um mês era realizada a reabertura e colocação de uma estrutura de tântalo.

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

A partir desses novos conceitos, diferentes estudos foram realizados em cães para avaliar a fixação do parafuso. Em 1970, Brånemark e equipe iniciaram os estudos de biomecânica em próteses sobre implantes oseointegrados (BRÅNEMARK, 1977; NORTON, 1997). Em 1982, Brånemark apresentou, com base em estudos clínicos com mais de dez anos, o fenômeno da osseointegração e implantes odontológicos de titânio em forma de parafuso, iniciando assim a “Era Científica da Implantodontia moderna” (LEMUS et al., 2009). Inicialmente os implantes foram desenvolvidos apenas para pacientes totalmente edêntulos, mas posteriormente foram expandidos para indivíduos parcialmente desdentados.

2.2 Prótese total fixa implantossuportada

O uso de prótese total mandibular em pacientes edêntulos, com osso alveolar reabsorvido, pode gerar desconforto pela falta de retenção, estabilidade e suporte reduzidos (MOSES et al., 2007; CANNIZZARO et al., 2011).

As próteses totais fixas implantossuportadas, também chamadas de “próteses protocolo”, documentadas há mais de trinta anos, são uma modalidade de tratamento que propicia maior conforto e estética para os pacientes edêntulos (ADELL et al., 1990; TURKYILMAZ et al., 2012; CAETANO et al., 2013; SADOWSKY; HANSEN, 2014). A colocação de implantes em mandíbulas edêntulas melhora a retenção e estabilidade das próteses, capacidade de mastigação e satisfação dos pacientes (FEINE et al., 1994; COCHRAN et al., 2009; CAETANO et al., 2013).

A prótese desenvolvida por Branemark e colaboradores consistia em uma estrutura metálica feita em liga de ouro e base em resina acrílica (FERREIRA et al., 2014a; GONZALEZ, 2014) e fixada aos pilares por meio de parafusos do tipo standard (TELLES, 2013). Este tipo de prótese não possui um contato direto com os tecidos do rebordo alveolar, sendo mantido um espaço de 1 a 2mm para possibilitar adequada higienização (GONZALEZ, 2014). O protocolo original, para a obtenção de uma osseointegração bem sucedida, incluía um período de espera de cicatrização que variava de 3 a 6 meses, sem carga funcional (BRANEMARK et al., 1999).

Este tipo de prótese pode apresentar alternativas em relação ao número e posicionamento dos implantes. A seleção do número de implantes leva em consideração a transmissão de cargas, sendo a colocação de quatro implantes na área interforaminal um número ótimo e seguro para uma prótese de arco completo (DUYCK et al., 2000; CANNIZZARO et al., 2013). Podem ser utilizados de quatro a seis implantes para suportar e fornecer estabilidade para próteses com cantilever distal (FALK et al., 1989; MERICKE-STERN, 2008), contudo a colocação de mais de quatro implantes pode comprometer a higiene bucal, dificultar a confecção de estruturas metálicas que assentem passivamente sobre os implantes além de aumentar os custos (GRANDI et al., 2012; CANNIZZARO et al., 2013).

O braço de alavanca do cantilever deste tipo de prótese deve ser minimizado, enquanto a altura e largura devem ser maximizadas. O ideal é que o braço de alavanca da prótese não seja superior a 20mm quando forem utilizados cinco ou mais implantes (GONZALEZ, 2014); porém com quatro implantes, o cantilever não deve exceder 15mm de comprimento (TELLES, 2013; GONZALEZ, 2014; SADOWSKY, 2014) para evitar sua fratura (MERICKE-STERN, 2008). O comprimento, a largura e espessura do cantilever são cruciais para minimizar a deformação da prótese (GONZALEZ, 2014).

O volume ósseo da região anterior da mandíbula deve ser adequado para suportar a colocação dos implantes (SADOWSKY, 2014), porém há situações clínicas nos quais a altura óssea é reduzida, consequência do processo de reabsorção óssea fisiológica constante (FAVERANI et al., 2014), sendo impossível a inserção de implantes (CANNIZZARO et al., 2013),

2.3 Reabsorção mandibular

Um dos problemas no planejamento cirúrgico de implantes é a reduzida quantidade de osso disponível no leito ósseo. Há uma exigência mínima quanto às dimensões vertical e horizontal do osso para o posicionamento de implantes (KREKMANOV, 1995).

A mandíbula pode perder até 50% de seu volume inicial e 60% da altura após a perda dental (BLAHOUT et al., 2007). Fatores biomecânicos, protéticos, inflamação local, hormônios e doenças sistêmicas também podem influenciar no processo de reabsorção óssea mandibular (BLAHOUT et al., 2007). Um longo período de uso de próteses removíveis pode causar reabsorção óssea do rebordo alveolar, principalmente devido à pressão contínua da prótese, podendo afetar além do osso alveolar também o basal, principalmente nos usuários de prótese total (ZAKHARY et al., 2012).

Cawood e Howell (1988), após análise de trezentos crânios secos, propuseram uma classificação para a perda óssea mandibular, sendo Tipo I: paciente dentado; Tipo II: imediata após exodontia; Tipo III: rebordo de forma bem arredondada, adequado em altura e largura; Tipo IV: rebordo em lâmina de faca, adequado em altura e largura; Tipo V: rebordo plano, inadequado em altura e

largura e Tipo VI: rebordo reduzido, com perda evidente de osso basal. Verificaram que o osso basal não muda de forma significativamente, a não ser quando submetido a efeitos locais prejudiciais, incluindo a sobrecarga de próteses desajustadas. A alteração do osso alveolar ocorre tanto na dimensão vertical quanto na horizontal, seguindo um padrão previsível que pode variar de acordo com as regiões da mandíbula, sendo perdas vertical e horizontal na região anterior e predomínio de vertical na posterior (CAWOOD; HOWELL, 1988).

Apesar da existência do processo fisiológico de reabsorção óssea, as dimensões do osso cortical se mantêm relativamente estáveis à medida que aumenta a reabsorção do rebordo residual, com exceção de alguma remodelação na região lingual, sendo o osso trabecular a estrutura que realmente sofre o processo de reabsorção (BERTL et al., 2015). A atrofia severa do processo alveolar e do osso basal subjacente resulta muitas vezes em problemas, como retenção insuficiente das próteses, intolerância ao carregamento da mucosa, dor, dificuldades na alimentação e fala e perda de suporte dos tecidos moles; sendo um desafio para o cirurgião e reabilitador executarem o tratamento (CHEN et al., 2013).

2.4 Biomecânica em implantodontia

No planejamento de tratamento com implantes dentários, as leis da biomecânica devem ser consideradas para evitar riscos de sobrecarga no osso circundante (BORIE et al., 2015a). O prognóstico e sucesso a longo prazo do tratamento com implantes dentários são grandemente influenciados pelo ambiente biomecânico do qual são expostos (PESSOA et al., 2010; PRADO et al., 2014) em combinação com as propriedades físicas e geométricas de cada componente do implante (MERIÇ et al., 2011).

A interface entre o osso e o implante é, mecanicamente, a região mais vulnerável do sistema prótese-implante (OLIVEIRA, 1997), principalmente, devido às perdas ósseas que podem ocorrer devido às interações complexas entre implante e o osso (QIAN et al., 2009). Quando uma carga é aplicada sobre um implante, é parcialmente transferida para o osso, concentrando as maiores tensões na região cervical do implante (LIN et al., 2005). Este fenômeno é derivado de um princípio da

engenharia, que estabelece quando uma carga for aplicada entre dois materiais, as tensões são maiores no ponto inicial (ISIDOR, 2006).

No osso, as forças de compressão tendem a manter a integridade da interface implante-osso, ao passo que a tração tende a separar essa integridade (BIDEZ; MISCH, 1992). O limite da força de tração no osso é 30% menor que o de compressão (OLIVEIRA, 1997), sendo o osso cortical mais resistente à compressão que ao cisalhamento (OLIVEIRA, 1997).

O fator mais importante a ser considerado no osso é a reabsorção acelerada por excesso de tensões acima do limiar fisiológico (KAYABASI et al., 2006; BAGGI et al., 2008; LIN et al., 2010). Apesar do nível ósseo ser mantido por tensões dentro de um intervalo fisiológico (FROST, 2003), o aumento excessivo de tensão pode propiciar um desequilíbrio na função dos osteoclastos e promover uma perda óssea significativa (KOYAMA et al., 2008; FLANAGAN et al., 2009; HU et al., 2010).

Mullender et al. (1994) e Frost (2003) descreveram o processo de remodelação óssea como um controle biológico de auto-organização, onde os osteócitos agem como sensores principais de sinais mecânicos, produzindo estímulo para regular a massa óssea nas proximidades. Os osteócitos precisam de estimulação mecânica para manter a sua viabilidade e sobrevivência, e se não ocorrer estimulação, pode ser induzido um processo de apoptose (GALLI et al., 2010). Quando as tensões são mantidas abaixo do limite de homeostasia, o processo de remodelamento ósseo pode ser ativado para reduzir a estrutura óssea. Contrariamente, quando as tensões excederem o limite podem causar danos e fissuras microscópicas na matriz óssea, conduzindo a um processo de reabsorção óssea (OKUMURA et al., 2010).

A redução de tensões no osso perimplantar é o objetivo constante dos diferentes desenhos de implantes (CHU et al, 2012).

2.5 Desenho e conexões dos implantes

O desenho do implante pode influenciar na distribuição de tensões no osso e contribuir para a perda do mesmo em regiões mais críticas (HUANG et al., 2008). Um fator chave na biomecânica dos sistemas de implantes é a conexão, isto é, a interface entre o implante e o pilar que os mantém unidos (YOUSEF et al., 2005). Biomecanicamente, as conexões devem reduzir as tensões na interface osso-implante, assegurando estabilidade para a prótese (NISHIOKA et al., 2009).

Os tipos de conexão mais utilizados são hexágonos externo e interno e cone morse.

Os implantes com conexão hexágono externo são os mais utilizados na implantodontia (TSUGE; HAGIWARA, 2009). Este tipo de conexão é formada por implante com plataforma hexaédrica na região superior e um parafuso separado; a estrutura única do hexágono não permite a rotação da plataforma. O hexágono tem 0,7mm de altura permitindo a colocação do implante apenas durante a cirurgia (PELLIZER et al., 2013), contudo um dos problemas deste tipo de conexão é o afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar (ECKERT; WOLLAN, 1998; PELLIZER et al., 2013), que tem uma relação direta com o desajuste rotacional na interface pilar-implante, permitindo maior liberdade rotacional com maior afrouxamento do parafuso (BINON, 1996; BINON; MCHUGH, 1996). A configuração hexagonal externa determina uma posição de rotação, mas não absorve as forças laterais nem possui sistema de bloqueio positivo (MERZ et al., 2000; CIBIRKA et al., 2001). Este sistema possui menor área de união que os outros tipos de conexões, apresentando maior quantidade de micromovimentações e, conseqüentemente, afrouxamento de parafuso (KIM et al., 2011).

A conexão hexagonal interna surgiu como uma evolução do hexágono externo, apresentando como vantagens menor perda e fratura de parafuso (KITAGAWA et al., 2005), melhores absorção de forças laterais e assentamento na interfase pilar-implante (BERNARDES et al., 2006). Este sistema é composto por um implante com uma junção interna ou fulcro ao nível do pescoço, na região média, e um pilar hexaédrico com um parafuso separado (YOUSEF et al., 2005). A parede lateral do pilar facilita a dissipação das cargas laterais, distribuindo as tensões de maneira mais homogênea em torno do implante, reduzindo as tensões no osso

perimplantar (BERNARDES et al., 2006; PESSOA et al., 2010). Esta conexão tem um mecanismo que fornece suporte lateral para cargas oblíquas externas, restringindo completamente o pilar e parafuso, aumentando a resistência ao afrouxamento do parafuso (KIM et al., 2011). Este mecanismo produz melhor distribuição de tensões no osso (MAEDA et al., 2006) e promove maior estabilidade para o parafuso de fixação da prótese (KITAGAWA et al., 2005), reduzindo o risco de fratura deste parafuso (SILVA et al., 2007; NISHIOKA et al., 2009). Em comparação com as conexões externas, o hexágono interno apresenta melhor distribuição de tensões no osso e maior estabilidade anti-rotacional (MAEDA et al., 2006; BAGGI et al., 2008; PESSOA et al., 2010; GURGEL-JUAREZ et al., 2012).

A conexão cone morse consiste em um implante com parte interna angulada e pilar cônico longo aparafusado ou à pressão (PESSOA et al., 2010). A união entre as superfícies é obtida por atrito mecânico entre a parede interna do implante e a externa do pilar (SALVI; LANG, 2001). O próprio encaixe geométrico e o atrito do cone são os princípios básicos do mecanismo de proteção do pilar frente a uma excessiva carga funcional, favorecendo a estabilidade (MERZ et al., 2000). Neste sistema, o implante atua como corpo único (AKÇA; CEHRELI, 2008) com micro-movimentos internos mínimos (JAWORSKI et al., 2012) e maior concentração de tensões no ponto de fulcro entre o pilar e o implante (PESSOA et al., 2010), melhorando substancialmente a distribuição de tensões no osso circundante (BORIE et al., 2015c). Os implantes cone morse apresentam maior estabilidade do pilar e concentração de tensões mais baixas no osso perimplantar que os hexágonos externo e interno (SZMUKLER-MONCLER et al., 1998; BAGGI et al., 2008; DAILEY et al., 2009; PESSOA et al., 2010).

A conexão do implante é um fator que altera o comportamento biomecânico das próteses sobre implantes mas o diâmetro e comprimento também são fatores que podem influenciar na distribuição de tensões no osso perimplantar.

2.6 Diâmetro e comprimento dos implantes

Os sistemas de implantes além do tipo de conexão variam também no comprimento e diâmetro. Apresentam-se como *standard*, longos, curtos, largos e estreitos (HASAN et al., 2010).

Em relação ao comprimento, pesquisas têm mostrado que implantes curtos produzem maiores tensões sobre o osso (TADA et al., 2003; QIAN et al., 2009; HASAN et al., 2010; DE CARVALHO et al., 2012; PELLIZER et al., 2013) devido à menor área de contato na interface osso-implante em combinação com distribuição de tensões menos homogênea (BOURAUDEL et al., 2012; KIM et al., 2014).

Segundo Petrie e Williams (2005) o aumento do comprimento reduziu 1,65 vezes a tensão na crista óssea em implantes estreitos e cônicos, contudo, se o aumento do comprimento superar 60% da altura do osso esponjoso disponível, a redução não é significativa. Iplikçioğlu e Akça (2002), Pierrisnard et al. (2003) e Lin et al. (2005) verificaram que, sob cargas axiais, a variação de tensões não foi significativa entre os diferentes comprimentos. Renouard e Nisand (2006) relataram que implantes curtos apresentaram resultados semelhantes aos dos implantes longos. Borie et al. (2015c) observaram menores valores de tensões máxima e mínima principais no osso perimplantar em implante de 8,5mm que de 10mm em prótese múltipla implantossuportada. Contudo, há evidências que o comprimento do implante não influencia a redução de tensões tão eficientemente como o diâmetro (IPLIKÇIOĞLU; AKÇA, 2002; SANTIAGO JUNIOR et al., 2013; LEE et al., 2013; VAIRO; SANNINO, 2013).

A seleção adequada do diâmetro do implante é geralmente baseada na quantidade de osso disponível (BAYRAKTAR et al., 2013). Sob o ponto de vista biomecânico, o diâmetro do implante pode influenciar a concentração de tensões no implante e osso circundante (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001; ANITUA; ORIVE, 2009). O aumento do diâmetro do implante, frente a uma mesma carga, diminui as tensões tanto no implante como no osso perimplantar (BAGGI et al., 2008; HUANG et al., 2008; DING et al., 2009; LIN et al., 2009; OKUMURA et al., 2010; SANTIAGO JUNIOR et al., 2013). Valores menores de tensão foram observados no osso e no implante quando da utilização de implantes com maior diâmetro, sendo esse resultado justificado pela melhor distribuição e maior área de contato entre o

implante e osso perimplantar (QIAN et al., 2009; OKUMURA et al., 2010; CHU et al., 2012). Segundo Oliveira (1997) quando o diâmetro aumenta 0,25mm, de 3,75mm para 4mm, a superfície de contato aumenta em 10%.

Petrie e Williams (2005) concluíram que o aumento do diâmetro dos implantes diminui até 3,5 vezes a tensão na crista óssea, com melhor efeito para os implantes curtos e cônicos, pois o diâmetro do implante predomina sobre o comprimento e conicidade. Assim, o aumento no diâmetro parece compensar a ação do comprimento (DING et al., 2009; LEE et al., 2013), contudo diâmetro e comprimento devem ser considerados em conjunto, devido aos seus efeitos interativos (MORAND; IRINAKIS, 2007).

O comportamento biomecânico de implantes tem sido avaliado por ensaios de tração diametral, fotoelasticidade e análise por elementos finitos (PESQUEIRA et al., 2012; PRADO et al., 2014), sendo este último o mais utilizado na atualidade.

2.7 Análise pelo método de elementos finitos

O método de elementos finitos foi introduzido pela primeira vez em 1943 por Richard Courant para ser amplamente utilizado na área de engenharia. Posteriormente, em 1970, foi aplicada na biomecânica ortopédica, cujo objetivo era avaliar as tensões e deformações nos ossos humanos após instalação de implantes e aplicação de cargas funcionais (CHOI et al., 2014).

A análise por elementos finitos é um método numérico muito eficaz aplicado a problemas do mundo real que envolvem complexas condições físicas, juntamente com geometria e limites (REDDY, 1993). Este método emprega modelos matemáticos que descrevem processos físicos e fenômenos analiticamente, utilizando hipóteses sobre o funcionamento do processo e as leis que o regulam, sendo caracterizados por equações muito complexas e integrais, em domínios geometricamente complexos que descrevem o sistema (REDDY, 1993). Assim, este sistema permite simular situações hipotéticas complexas, relacionadas às tensões mecânicas pela divisão do problema em um conjunto de elementos finitos menores, nos quais as variáveis de campo podem ser interpoladas com as funções de forma (GENG et al., 2001; BASCIFTCI et al., 2008; MERIÇ et al., 2011; KIM et al., 2014).

Um dado domínio é visto como um conjunto de sub-domínios, chamados elementos finitos, e sobre cada subdomínio a equação governante é aproximada por qualquer um dos métodos de variações tradicionais (LAI; LIDDELL, 1987). Cada elemento finito é visto como um domínio independente por si só com dimensões finitas (CHOI et al., 2014), sendo que o termo "domínio" refere-se à região geométrica sobre a qual as equações são resolvidas. Equações algébricas das regiões de interesse são desenvolvidas utilizando as equações do problema, e as relações de todos os elementos são montadas usando interrelações de elementos. Assim, a divisão de todo o domínio em elementos finitos não pode ser exata, introduzindo erro no domínio que está sendo modelado. Cada elemento pode adotar uma forma geométrica própria com função de tensão interna específica. As funções e a geometria de cada elemento são usadas para escrever as equações de equilíbrio entre as forças externas, que atuam nos elementos, e os deslocamentos dos nós (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; CHOI et al., 2014). Quando todas as equações tendem ao equilíbrio, é obtida a solução aproximada do problema (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; REDDY, 1993).

A análise por elemento finitos pode ser bidimensional (2D) e tridimensional (3D), sendo esta última a que permite o desenvolvimento de modelos com geometria mais complexa, fornecendo assim, dados e resultados mais precisos (LIN et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2012).

Esta análise possibilita simulações quantitativa e qualitativa de ensaios mecânicos complexos, propiciando a prevenção de falhas potenciais e deformações, devido à limitação de mensurações in vivo (GENG et al., 2001; BAGGI et al., 2008; DING et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009). Devido à capacidade de representar sistemas complexos, os modelos numéricos são utilizados para simular e avaliar grande variedade de situações biomecânicas (VICECONTI et al., 2005). Este ensaio é empregado na área médica, na avaliação do sistema locomotor, remodelamento ósseo, biomecânica do esqueleto e morfologia funcional (PRADO et al., 2014). Na área odontológica tem sido amplamente aplicado na Implantodontia porque permite a avaliação do comportamento mecânico e a distribuição de tensões nos elementos dentários, ligamento periodontal e osso (PRADO et al., 2014).

A precisão desta análise é influenciada pelos detalhes da geometria do objeto a ser estudado, as condições de limites, cargas funcionais e propriedades dos

materiais (GENG et al., 2001; SAAB et al., 2007; CHOI et al., 2014; TRIVEDI, 2014). Os resultados das simulações permitem a obtenção de informações ainda não disponíveis clinicamente e fornecem resultados para idéias de desenhos inovadores (GENG et al., 2001; HANNAM, 2011; KANBARA et al., 2012; TANG et al., 2012). Porém, em muitas situações é impossível extrapolar os dados para uma situação clínica devido às limitações de alguns modelos (PESQUEIRA et al., 2012), sendo nesses casos, o modelo considerado apenas como uma aproximação da situação clínica.

Esta análise, também chamada *in silico*, deve ser o primeiro passo de um estudo, para posteriormente serem executados testes mecânicos *in vitro* para comparação dos resultados e posterior emprego clínico da situação simulada (JONES; WILCOX, 2008).

2.7.1 Propriedades dos materiais e características do modelo

Todos os materiais possuem características próprias quando da aplicação de cargas. As propriedades empregadas nos ensaios por elementos finitos isotrópicos são módulo de elasticidade ou de Young e coeficiente de Poisson.

O módulo de elasticidade descreve a inflexibilidade ou rigidez de um material. É definido como a constante de proporcionalidade de deformação de um material submetido a uma tensão específica (ANUSAVICE, 2005; DARVELL, 2012). O coeficiente de Poisson é uma constante de cada material que possui relação com o comportamento sob tração ou compressão, (KANBARA et al., 2012).

A partir das propriedades elásticas e do comportamento segundo as direções, os materiais podem ser classificados em:

- isotrópico: as propriedades do material são idênticas em todas as direções, precisando apenas de duas constantes, módulo de Young e coeficiente de Poisson (KORIOTH; VERSLUIS, 1997; LIN et al., 2009).

- anisotrópico: o material apresenta diferentes comportamentos mecânicos nas diferentes direções (GENG et al., 2001; CUPPONE et al. 2004). Apresenta 21 constantes no seu modelo constitutivo (LIN et al., 2009).

- ortotrópico: possui dois planos ortogonais de simetria, onde as propriedades dos materiais independem da direção com o plano. Apresenta 9 constantes no

modelo constitutivo (O'MAHONY et al., 2000; 2001; TAYLOR et al., 2002).

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

O osso apresenta comportamento totalmente anisotrópico (TURNER et al., 1999; LIAO et al., 2007; HUANG et al., 2008; CHU et al., 2012) e viscoelástico (CUPPONE et al., 2004). Contudo, o emprego de propriedades anisotrópicas para o osso parecem ter apenas um efeito sutil nos resultados finais de tensões e deformações quando comparado com propriedades isotrópicas (O'MAHONY et al., 2001).

Os ossos cortical e trabecular são frequentemente modelados como homogêneos e com comportamento isotrópico (CATTANEO et al., 2005). A maioria dos estudos exclui os detalhes da rede trabecular devido à inabilidade para a obtenção, sendo considerado como homogêneo (LIN et al., 2009; CHU et al., 2012).

Deve ser considerado que as características biológicas do osso variam de indivíduo para indivíduo e, na microescala, o osso é composto por cilindros concêntricos, chamados sistemas de Havers, e espaços entre os mesmos (CHOI et al., 2014). A vantagem de modelar detalhadamente a estrutura trabecular do osso é que no lugar de assumir volume contínuo e homogêneo, podem ser consideradas as propriedades anisotrópicas, próprias e naturais da sua estrutura (LIMBERT et al., 2010). Porém, algumas simplificações devem ser feitas para possibilitar a solução, podendo afetar o resultado final (PESQUEIRA et al., 2012; TRIVEDI, 2014).

Segundo Lin et al. (2009) a maioria dos estudos de elementos finitos consideram a osseointegração total, o implante apresenta contato de 100% com a superfície do osso, isto é, união perfeita; contudo, esta união não é real em condições clínicas. Para evitar essa suposição incorreta, algoritmos são empregados para simular diferentes condições de fricção do contato na interface osso-implante (HUANG et al., 2008).

Considerando as características da análise numérica, pode ser dividida em linear e não linear. A linear fornece uma aproximação mais simplificada das características reais à maioria dos problemas. Quando uma estrutura se deforma sob uma carga, sua rigidez se altera. Se houver grande deformação, a forma pode

ser alterada até atingir seu limite de falha, considerando que as propriedades do material também serão mudadas, mesmo se a alteração da rigidez for extremamente pequena. Contudo, a forma e as propriedades do material podem ser alteradas durante o processo de deformação se não atingirem o limite de falha (SOLIDWORKS, 2011).

No caso das análises não lineares a formulação do problema é mais complexa e exige mais tempo e capacidade computacional para a solução. Esta solução não considera a rigidez constante, ao contrário, se altera durante o processo de deformação e a matriz deve se atualizar, aumentando assim o tempo para obtenção dos resultados. A não linearidade pode ser influenciada por um ou vários fatores, como propriedades do material, geometria, contatos e condições de contorno (KORIOTH; VERSLUIS, 1997). Nesta análise, o software empregado altera a constante do material de acordo com o aumento da carga (KANBARA et al., 2012).

O período de aplicação da carga durante o processamento apresenta dois tipos de análises. A estática envolve a aplicação da carga em um ponto específico ou superfície em um momento determinado (KITAGAWA et al., 2005). Na dinâmica a carga é aplicada variando por um determinado período e frequência, sendo observada uma característica de não linearidade do modelo (GENG et al., 2001).

A análise dinâmica não linear é bem menos empregada que a estática, mas é considerada uma ferramenta importante fornece uma resposta mais real dos implantes frente às cargas externas (KITAGAWA et al., 2005). Segundo Lin et al. (2009) o modelo dinâmico aumenta em até 23% a tensão no osso em relação ao estático, devido às propriedades viscoelásticas; além disso, o processo de remodelação óssea é considerado como sistema dinâmico não linear (XINGHUA et al., 2002).

Uma das maiores limitações na biomecânica dos modelos são as propriedades incertas dos materiais e as características específicas do modelo, principalmente, pela complexa micro e macrogeometria dos tecidos biológicos (VICECONTI, 2005) que são consideradas nas análises dos diferentes tipos de tratamentos.

2.8 Tratamentos para mandíbulas severamente reabsorvidas

A reabilitação de pacientes edêntulos, com mandíbulas severamente reabsorvidas, é um processo que exige muito cuidado, pois esses pacientes não apresentam apenas problemas funcionais mas também psicológicos, como desconforto no convívio social (KUOPPALA et al., 2013). Há situações clínicas em que elevado grau de reabsorção do osso alveolar torna impossível a colocação de implantes devido ao volume ósseo mínimo e insuficiente (KUOPPALA et al., 2013; MENONI et al., 2013).

O aumento ósseo para mandíbulas atróficas pode ser feito antes ou durante a inserção dos implantes, sendo o procedimento padrão realizado por meio de autoenxertos ósseos obtidos da pélvis, tuberosidade maxilar, sínfise mandibular, linha oblíqua externa, tíbia, costelas e calvaria (MOSES et al., 2007; ZAKHARY et al., 2012; HERNANDEZ-ALFARO et al., 2013; STIMMELMAYR et al., 2014). Este tipo de procedimento propicia reconstrução óssea em três dimensões, resultados estáveis a longo prazo e combinação com xenoenxertos em algumas situações clínicas (TRIACA et al., 2014). Contudo, a morbidade dos locais doadores pode ser significativa, além do ganho final de osso no local receptor poder ser insuficiente ou inadequado para a colocação do implante (ZAKHARY et al., 2012) e também a necessidade, em muitos casos, da lateralização do nervo mandibular (TRIACA et al., 2014).

O tamanho de enxerto ósseo utilizado é, frequentemente, limitado pela disponibilidade de espaço no local receptor para permitir cobertura adequada pela mucosa (ZAKHARY et al., 2012; YAMADA et al., 2013). Além disso, este tipo de procedimento invasivo pode apresentar complicações pós-operatórias, como exposição do enxerto devido à deiscência dos tecidos moles e reabsorção do osso enxertado (MOSES et al., 2007; CHIAPASCO et al. 2009; CHIAPASCO et al., 2013).

Os aloenxertos também são utilizados para aumentar o volume ósseo, tendo como vantagens, em relação aos autoenxertos, a eliminação do segundo local cirúrgico evitando, conseqüentemente, a morbidade, não limitação da quantidade de material para obtenção de volume adequado, redução do tempo cirúrgico, dos riscos de infecção e do desconforto para o paciente (MENONI et al., 2013). No

entanto, não são tão eficazes quanto os autoenxertos no ganho ósseo em altura (CASTAGNA et al., 2013) além de possuírem custo elevado (MENONI et al., 2013).

Independente do tipo de enxerto, é necessário a espera de 6 a 12 meses para a colocação dos implantes (COATOAM; MARIOTTI, 2003), aumentando assim, o tempo de tratamento (MISCH, 2011).

Outra alternativa para o aumento em altura da quantidade óssea é a distração óssea, introduzida na década de 90 por Chin e Toth (1996). A distração é um processo biológico utilizado para regenerar e consolidar a formação óssea entre dois extremos de segmentos ósseos separados gradualmente (FAYSAL et al., 2013). O aumento no volume ósseo é devido à regeneração da zona de distração distante, que atua como câmara de regeneração (KHONGSHEI et al., 2013). Este tipo de procedimento tem como vantagem menor tempo de tratamento, com pequena ou mesmo imperceptível reabsorção óssea quando comparado com o de enxertia (KHONGSHEI et al., 2013).

É considerada uma técnica de execução simples, com trauma mínimo e sem necessidade de local doador. Porém, são necessárias pelo menos três cirurgias, para inserção e remoção do dispositivo e colocação dos implantes. Após a remoção do dispositivo os implantes poderão ser inseridos somente após 4 a 8 semanas (ZAKHARY et al., 2012). Esta técnica evita a morbidade do local doador e fornece aumento previsível dos tecidos duros e moles, além de apresentar redução da reabsorção óssea e pequena taxa de infecção (ERGUN et al., 2011). O protocolo comum compreende 7 dias de latência com aumento de 0,5mm por dia e período de maturação do tecido regenerado em torno de 5 semanas (FAYSAL et al., 2013) até 3 a 4 meses (JENSEN, 2002).

Contudo, esta técnica apresenta como desvantagens a reabsorção do segmento transportado, dificuldade para obtenção da osteotomia na região lingual, possibilidade de fratura óssea, falha do dispositivo, inclinação e deslocamento do segmento de transporte, perfuração da mucosa, altura inadequada de distração, tração do segmento pelos músculos do assoalho bucal e desconforto para o paciente (MAZZONETTO et al., 2007; SANT; JAGTAP, 2009; ERGUN et al., 2011; KHONGSHEI et al., 2013; FAYSAL et al., 2013). Outras complicações têm sido relatadas, como infecção, deiscência da sutura, sangramento, dano ao nervo e elemento dental adjacente, consolidação imediata ou tardia e fratura de alguma

estrutura do dispositivo (ZAKHARY et al., 2012). Esta técnica pode apresentar perda óssea considerável, possivelmente devido ao trauma cirúrgico, elevação do retalho, exodontia, corticotomia ou separação do periósteo (FUNAKI et al., 2009).

Durante o tratamento de distração podem ser empregados três tipos de dispositivos: extraósseo, intraósseo e implante distrator. O dispositivo extraósseo necessita de um espaço maior sobre o periósteo e a taxa de deiscência da ferida é mais elevada devido à interferência com o suplemento sanguíneo (MCALLISTER; GAFFANEY, 2003).

Os distratores intraósseos são menores que os extraósseos, permitem uma intervenção cirúrgica menos invasiva para o posicionamento, limitam a separação do periósteo e consequentemente se tornam mais toleráveis pelo paciente (UCKAN et al., 2007; FELICE et al., 2013).

O implante distrator foi desenvolvido com os objetivos de reduzir o tempo de tratamento e eliminar o problema da remoção do dispositivo (YIN et al., 2013), contudo são pouco tolerados pelos pacientes devido ao desconforto produzido (FELICE et al., 2013; LU et al., 2013) e parecem não ser a solução ideal para pacientes edêntulos com defeitos no osso alveolar (LU et al., 2013).

O aumento ósseo horizontal é necessário e indispensável para a colocação de implantes em rebordos alveolares estreitos (FUNAKI et al., 2009). As técnicas comumente empregadas para obtenção desse aumento horizontal são osteotomia e regeneração tissular guiada, as quais melhoram a densidade e volume ósseo sem gerar calor por desgaste (GARG, 2002; VAN STEENBERGHE et al., 2003); no entanto, a técnica da osteotomia depende das propriedades viscoelásticas do osso existente, podendo levar à fratura da cortical mandibular externa se força excessiva for aplicada (ZAKHARY et al., 2012).

Outra alternativa é a divisão do rebordo ou *splitting*, que envolve a confecção de uma ranhura na crista ao longo do segmento desdentado e realização de duas osteotomias monocorticais verticais, para separação da cortical externa vestibular (ZAKHARY et al., 2012). Em alguns casos esta técnica inclui o reposicionamento lateral da cortical vestibular por fratura em galho verde e o espaço restante é preenchido, simultaneamente, com biomaterial particulado ou o próprio sangue do paciente (DEMETRIADES et al., 2011; ZAKHARY et al., 2012). Este procedimento de divisão do rebordo, combinado com a colocação simultânea do implante na

mandíbula não requer período de espera de 4 a 6 meses para a consolidação óssea, mas é um método com resultados aceitáveis apenas para aumento do rebordo em sentido transversal (DEMETRIADES et al., 2011). Este método requer adequada estabilidade primária dos implantes no leito receptor para não comprometer a longevidade do tratamento por falha biomecânica (FUNAKI et al., 2009).

O sucesso clínico da osseointegração e vida útil a longo prazo dos implantes dependem de fatores biomecânicos, sendo em grande parte influenciados pela forma como as tensões são transferidas do implante para o osso circundante (FERREIRA et al., 2014a). Em próteses fixas implantossuportadas de arco completo, independente do número, os implantes devem ser esplintados por infra-estrutura metálica, sendo mais complexa a distribuição de tensões em comparação às próteses unitárias (FERREIRA et al., 2014a).

2.8.1 Implantes em mandíbulas severamente reabsorvidas

Apesar das alternativas cirúrgicas de tratamento que reporta a literatura nos casos de mandíbulas severamente reabsorvidas, existem diversas complicações durante e após as cirurgias. A distração osteogênica aumenta a formação de osso e tecido mole em altura, porém o desconforto gerado e a previsibilidade do tratamento são suas maiores complicações (KUMAR et al., 2014). O uso de osso autógeno da crista ilíaca tem como consequência uma grande reabsorção do enxerto e morbidade do local doador (MERTENS et al., 2013). A utilização de enxerto de calvaria possui menos reabsorção mas durante a cirurgia podem acontecer complicações como hemorragia intracranianas, perda do líquido cefalorraquidiano, meningite e lesões no cérebro (MERTENS et al., 2013). Além disso, os resultados desses procedimentos de aumento em áreas extensas com atrofia maxilares e mandibulares são geralmente insatisfatórios, pouco previsíveis e com uma alta taxa de perda de implantes (MERTENS et al., 2013).

Torsiglieri et al. (2015) avaliaram biomecânicamente *in vitro* a estabilidade de implantes em mandíbulas atroficas com próteses fixas implantossuportadas, recomendando a utilização de quatro implantes finos e compridos para reduzir o risco de fratura mandibular. Contudo, a largura e altura do osso deve ser

considerado previamente a seleção dos implantes (BLAHOUT et al., 2007; BUBALO et al., 2011; MANI et al., 2015). Assim, o uso de técnicas reconstrutivas contra o uso de implantes curtos é um tema de debate na literatura.

Alguns estudos em próteses fixas unitárias tem sugerido que os implantes curtos podem atingir resultados clínicos equivalentes, e até melhores, do que os implantes convencionais com acompanhamento de entre 1 e 5 anos (FELICE et al., 2009; ESPOSITO et al., 2011a; 2011b; PISTILLI et al., 2013). Porém, a maioria destes estudos utilizam os implantes curtos com diâmetro de corpo maior para compensar a falta de altura do implante (FELICE et al., 2009; ESPOSITO et al., 2011a; PISTILLI et al., 2013).

Com todas as alternativas de implantes dentários que existem atualmente, cujos desenhos variam em conexão, comprimento, largura e superfície, tem sido identificados poucos avanços e inovações na macrogeometria (SIVAN GILDOR et al., 2014). Zakaria et al. (2012) desenvolveram um implante para aumentar a regeneração óssea em altura, o qual foi testado em calotas de coelhos e analisado histologicamente. Cheng et al. (2015) reportaram o lançamento de um novo implante, cuja modificação foram apenas concavidades nas regiões entre as roscas para aumentar a sua área de superfície. Li et al. (2014) desenharam um implante de distração osteogênica o qual foi testado em cachorros e avaliado biomecânicamente, encontrando resultados promissores. Zheng et al. (2014) desenvolveram tridimensionalmente num modelo computadorizado um implante para diminuir as tensões no osso cortical e distribuir de maneira uniforme as mesmas para o osso trabecular. Mani et al. (2015) desenharam um implante híbrido que consiste numa placa maleável longa de 30-45 mm, a qual é fixada com 3-4 parafusos curtos, para ser utilizado em regiões com perda óssea em altura e largura. Este dispositivo foi testado tanto em mandíbulas quanto em maxilas com um acompanhamento de um ano, porém carece de testes biomecânicos prévios. Sivan-Gildor et al. (2014) testaram um novo desenho de implante de 6 x 6mm em mandíbulas de mini-porcos, observando que o desenho inovador destes implantes pode fornecer uma solução revolucionária nos casos de molares extraídos e onde falta volume de osso residual alveolar suficiente para conseguir estabilidade primária.

A literatura reporta algumas novas tentativas de desenhos de implantes, mas em nenhum deles a geometria é consideravelmente diferente dos implantes

convencionais, limitando a utilização de implantes em casos de reabsorção mandibular acentuada e nos quais não podem ser reabilitados com implantes convencionais devido à deficiência em altura para o posicionamento dos mesmos.

3 Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar pelo método dos elementos finitos tridimensionais, estático e não linear, a distribuição de cargas em planejamentos com desenho experimental de implantes, em titânio e zircônia, posicionados na região pré-foramen mental em mandíbulas com reabsorção severa e diferentes espessuras de cortical externa (1 e 2mm) sob próteses totais fixas implantossuportadas. Serão avaliados:

- tensões máximas e mínimas principais no osso e pilar-implante de Zircônia;
- tensão equivalente von Mises nos implantes, componentes protéticos de titânio e barra metálica e
- deslocamento.

4 Material e Método

O estudo foi desenvolvido por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos criado para comparar a distribuição de tensões nos implantes e osso circundante numa mandíbula reabsorvida. Durante a análise do comportamento deste novo desenho de implante foram realizados um ensaio piloto e um ensaio definitivo.

4.1 Construção do Modelo Mandibular

A imagem da mandíbula foi obtida a partir de uma base de dados de tomografias do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, SP, Brasil) e transformados em um modelo virtual pelo software Invesalious v.3.0 (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Campinas, SP, Brasil) para empregar parâmetros anatômicos reais.

Os modelos digitais representando a região do corpo mandibular edêntulo foram modelados por meio do software Rhinoceros 4.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA). Foi usado um protocolo de modelo simplificado, demarcando apenas os principais acidentes anatômicos, fundamental para gerar e posteriormente refinar a malha.

A reabsorção da mandíbula foi realizada com a sobreposição de uma imagem da classificação tipo VI de Cawood e Howell (1988), que considera o maior grau de reabsorção mandibular com cristas alveolares reduzidas e perda evidente de osso basal. A altura da mandíbula reabsorvida foi modelada com 12mm de altura, considerando o osso trabecular circundado por 2 mm de osso cortical e 1mm de cortical externa, simulando uma descorticalização ou corticotomia cirúrgica para o posicionamento de implantes.

Houve necessidade do refinamento das geometrias do corpo e ramo da mandíbula para obtenção de um modelo mais preciso, uma vez que os dados das tomografias eram de mandíbulas dentadas.

Os dados foram obtidos a partir da mensuração de dez mandíbulas secas (fig. 1A) pertencentes à Osteoteca do Departamento de Anatomia, Fisiologia e Estomatologia, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

As mandíbulas foram medidas com um paquímetro digital (0-150mm, Bull Tools, Beijing, China) na sua extensão ântero-posterior e altura do ramo da mandíbula (fig. 1B); regiões do côndilo (fig. 1C), distância intercondilar (fig. 1D), altura e espessura nas diferentes regiões do corpo da mandíbula (fig. 1E) e na região do processo coronoides (fig. 1F).

Figura 1- Mensuração das mandíbulas. A- Vista lateral mandíbula seca; B. Extensão ântero-posterior e altura do ramo; C. Côndilo; D. Distância intercondilar; E. Espessura do corpo; F. Processo coronoides.

Após obtenção da média de cada região mensurada, a geometria da mandíbula foi remodelada (fig. 2).

Figura 2- Modelo final mandibular. A. Vista frontal; B. Vista lateral.

4.2 Modelagem dos Implantes e Componentes Protéticos

Um implante experimental com geometria prismática de 4,5mm de altura, 3mm de largura e 12mm de comprimento foi modelado por meio do software Rhinoceros 4.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) Este implante apresenta uma superfície plana com dois orifícios, um em cada extremo, onde foram posicionados os pilares do implante (fig. 3).

Figura 3- Desenho do implante. A- Vista superior; B- Vista do implante posicionado na altura da cortical externa; C- Vista do contato do implante com o osso trabecular.

Os modelos dos pilares MicroUnit conexão cone morse foram obtidos a partir de um modelo inicial fornecido pelo fabricante (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil) no formato CAD tipo IGS e modificados para o formato 3dm para adaptação no implante proposto.

Os implantes foram posicionados ao nível do osso, na região interforaminal (entre os forâmens mentuais), numa posição ligeiramente para lingual para não sobrecarregar a tábua óssea vestibular (fig. 4).

Figura 4- Posicionamento dos implantes na mandíbula. A. Vista superior; B. Vista lateral.

Todos os modelos foram simplificados com alterações mínimas nas configurações, sem levar em consideração a influência do posicionamento da gengiva, e a seguir exportados em formato STEP para a análise numérica computacional. A análise foi realizada por meio do software FEMAP (versão 10.2.0, 64bits; NEiNastran, Siemens, Westminster, CA, USA) em três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

4.2.1 Pré-processamento

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

4.2.1.1 Propriedades dos materiais: Os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos, sendo configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson de acordo com a literatura (Tabela 1).

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

Material	Módulo Young (GPa)	Coef. Poisson
Titânio tipo V (Ti-6Al-4V)	115*	0,35*
Zircônia	200*	0,31*
Osso cortical	14**	0,30**
Osso trabecular	1,4**	0,30**
Liga Co-Cr	218***	0,33****
Resina acrílica termopolimerizável	2,7****	0,30****

* Bal et al., 2013; ** Ozdemir Doğan et al., 2014; *** Geng et al., 2001; **** Osman et al., 2013

4.2.1.2 Geração de malha: a malha foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós, controlados pelo refinamento na área do osso peri-implantar e componentes da prótese implantossuportada, regiões consideradas de maior interesse.

4.2.1.3 Condições de carga: os ensaios com os implantes foram simulados com aplicação de uma força axial de 100N em cada pilar do implante (fig. 5A); oblíquas de 200 N em 30° e 45° (fig. 5B-C) na direção vestibulo-lingual (BONNET et al., 2009; BARÃO et al., 2013), divididas entre ambos pilares; mistas, sendo 150N na direção axial do implante e 30N com angulação de 45° na direção vestibulo-lingual dividida entre os pilares (XIÃO et al., 2011) (fig. 5D) e uma carga superficial de 200N (fig. 5E).

Figura 5- Aplicações das cargas. A) Axial; B) Oblíqua 30°; C) Oblíqua 45°; D) Mista e E) Superficial.

4.2.1.4 Limites: Os contatos entre as superfícies implante-pilar, ossos trabecular-cortical e osso-implante foram considerados colados e os implantes completamente osseointegrados.

4.2.2 Processamento

Para verificar a viabilidade biomecânica e fisiológica da geometria do implante experimental foram simulados oito modelos considerando a qualidade óssea, material dos implantes e direções das cargas (Tabela 2). Inicialmente, esta simulação foi realizada apenas num bloco do corpo mandibular com os implantes e pilares, não levando em consideração a prótese e a barra. Após adequação da geometria do implante, foi realizada a simulação em quatro modelos com as próteses confeccionadas em resina acrílica termopolimerizada apoiadas sobre uma barra em liga à base de Co-Cr.

Tabela 2 - Grupos analisados.

Material	Espessuras da cortical	Direções das Cargas
T I T Â N I O	1mm	Superfície
		Axial
		Oblíqua 30°
		Oblíqua 45°
	2mm	Mista
		Superfície
		Axial
		Oblíqua 30°
Z I R C Ô N I A	1mm	Oblíqua 45°
		Mista
	2mm	Superfície
		Axial
		Oblíqua 30°
		Oblíqua 45°
		Mista

4.2.3 Pós-processamento e análise dos resultados

Foram avaliadas as tensões máximas e mínimas principais, tensões equivalentes de Von Mises e o deslocamento de cada modelo. Os implantes e pilares foram analisados por meio de tensão equivalente Von Mises, enquanto as áreas perimplantares no osso cortical e na região apical do osso trabecular foram analisadas por tensões máximas e mínimas principais. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores para a comparação.

4.3 Refinamento da geometria do implante

Após a análise dos resultados foi verificada a necessidade de alteração da geometria do implante devido à concentração de tensões em áreas específicas. As arestas em ângulos retos foram arredondadas para diminuir a tensão específica na região adjacente e também para aumentar a superfície de contato com o osso cortical, sendo adaptada à geometria de semicone em cada extremo do implante (fig. 6). Após a repetição dos ensaios foi verificada que essa geometria estava adequada.

Figura 6- Geometria final do implante. A- Vista lateral. B- Vista superior.

4.4 Modelagem da Barra e da Prótese Implantossuportada

A barra protética foi modelada a uma altura de 2mm do rebordo alveolar. Possui uma dimensão de 4,1mm de altura e 3mm de espessura, considerando uma extensão de 15mm, em cantilever, a partir do implante (fig. 7).

Figura 7- Vista lateral do modelo com extensão máxima da barra (seta vermelha) e da prótese (seta verde).

Posteriormente, a prótese foi modelada e os elementos dentais mensurados de acordo com a tabela de dentes artificiais da Ivoclar (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) e com o estudo de Salles et al. (2007). A prótese foi desenhada até o nível do primeiro molar e com uma extensão de 2mm posterior à barra. A altura da prótese na região anterior até o rebordo alveolar foi de 27mm. A superfície oclusal foi modelada com a sobreposição de uma imagem da curva de Spee para seguir a mesma inclinação (fig. 8).

Figura 8- Vista superior do modelo da prótese evidenciando as dimensões de cada dente artificial.

4.5 Pré-processamento

Todos os modelos foram simplificados, com alterações mínimas nas configurações, e exportados em formato parasolid (.xt) para análise numérica computacional pelo método dos elementos finitos. Os modelos gerados foram analisados numericamente pelo software ANSYS Workbench (versão 16.0; ANSYS, Canonsburg, PA).

Nesta etapa foram empregadas as propriedades dos materiais apresentadas na Tabela 1 e a malha foi gerada (fig. 9) com 385.494 elementos para os modelos com 2mm de espessura cortical e 333.130 elementos para o de 1mm.

Figura 9- Modelo final com a malha gerada. A. Vista frontal; B. Corte transversal da região perimplantar.

4.5.1 Condições de carga: para obtenção de um comportamento o mais semelhante possível à realidade, foi empregada uma carga de fechamento resultante dos quatro músculos principais da mastigação (masseter, temporal, pterigoideo medial e pterigoideo lateral).

As direções e magnitudes das forças foram estabelecidas a partir da pesquisa de Cruz et al. (2003), onde as forças foram simétricas com relação à linha média e as magnitudes foram iguais em ambos lados (CHOI et al., 2012). Os cossenos foram multiplicados pela magnitude da força para obtenção dos vetores em cada um dos três eixos (Tabela 3).

Tabela 3- Magnitudes e cossenos das direções das forças musculares.

Músculo	Cos (α)	Cos (β)	Cos (γ)	Magnitude (N)
Masseter	-0,043	-0,011	0,999	59,23
Temporal	-0,325	0,219	0,920	34,09
Pt. medial	0,587	-0,165	0,792	39,60
Pt. lateral	0,714	-0,692	0,106	34,44

Apesar das magnitudes e direções de forças de cada músculo serem relatadas na literatura, não há informações sobre a área de inserção de cada músculo mastigatório na mandíbula. Por isto, essas áreas necessitaram ser mensuradas.

4.5.2 Determinação das Áreas de inserção

As áreas de inserção mandibular dos músculos mastigatórios foram medidas, em ambos lados, em cinquenta amostras *post-mortem*. As mensurações foram realizadas em fotografias digitais por meio de régua calibrada no mesmo plano da superfície a ser mensurada. Posteriormente, essas fotografias foram analisadas pelo *software* Image J versão J 1.47k (<http://rsbweb.nih.gov/ij/>) para obtenção da área total de cada amostra.

Amostras com ausência do músculo ou dano nas estruturas ósseas e/ou musculares foram descartadas, sendo devido a isso obtidos *n* diferentes para cada músculo. Masseter (*n*=86); Temporal, porção interna (*n*=38); Temporal, porção externa (*n*=86); Pterigoideo medial (*n*=62); Pterigoideo lateral (*n*=48). Os dados foram analisados estatisticamente (teste de Shapiro-Wilk - *software* SPSS- v.15.0, Chicago, IL, EUA) e os valores das médias foram empregados no desenho do modelo (BORIE et al., 2015b) (fig. 10).

Figura 10- Área de inserção dos principais músculos da mastigação. A. Vista externa: Masseter (vermelho), Temporal (azul) e Pterigoideo lateral (azul claro); B. Vista interna: Temporal (azul) e Pterigoideo **medial** (verde).

4.5.3 Contatos e limites: os contatos entre as superfícies implante-pilar, osso trabecular-cortical, osso-implante e barra-prótese foram considerados colados e os implantes completamente osseointegrados. A união da barra ao pilar foi considerada justaposta, representando uma não linearidade.

Os cêndilos foram considerados com restrição apenas dos movimentos de compressão na região superior (fig. 11), sendo livre nas demais movimentações. Como os momentos produzidos ao redor dos cêndilos, pelas forças musculares, devem ser equilibrados (INOUE et al., 1996) foi necessária a definição de uma condição limite para impedir a rotação do modelo como um corpo rígido. Assim, foram estabelecidas as mesmas condições restritivas para as regiões dos molares, premolares e caninos no plano oclusal da prótese sobre o modelo, com movimento livre no plano horizontal mas restrito na direção vertical de compressão (INOUE et al., 1996).

Figura 11- Modelo com locais e direções da força para cada músculo (áreas de restrição em azul).

4.6 Processamento

Para verificar a viabilidade biomecânica, fisiológica e comportamento do implante, foram simulados quatro modelos relacionando as espessuras do osso cortical (1 e 2mm) e o material dos implantes (titânio e zircônia).

4.7 Pós-processamento e análise dos resultados

Foram analisadas as tensões máximas e mínimas principais, tensões equivalentes de Von Mises e o deslocamento de cada modelo. Os implantes e pilares de titânio, e a barra protética foram analisados com tensão equivalente Von Mises, enquanto as tensões perimplantares no osso cortical, na região apical do osso trabecular e nos pilares e implantes de zircônia foram analisadas por tensões máximas e mínimas principais.

O deslocamento foi fixado num valor mínimo e máximo para analisar e comparar o grau de movimentação entre os modelos, além de visualizar se este encontrava-se dentro dos parâmetros normais. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores para a comparação. Finalmente, foi determinada a força total de reação para analisar se os modelos e suas condições de carga foram compatíveis com a força que pode ser aplicada fisiologicamente na região dos côndilos.

5 Resultados

Os valores das tensões analisadas nas diferentes estruturas variando o material do implante e a espessura do osso cortical são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores do deslocamento (mm), tensões máxima (MPa) e mínima (MPa) principais e Von Mises (MPa) nas diferentes estruturas de modelos com 2mm e 1mm de osso cortical.

Grandezas Físicas	Modelos				
	inicial	Titânio	Titânio	Zircônia	Zircônia
		2mm cortical	1mm cortical	2mm cortical	1mm cortical
Deslocamento	10,13	0,19	0,15	0,19	0,15
Máxima osso	275,84	16,22	13,27	18,43	16,94
Mínima osso	-550,71	-44,16	-28,94	-49,13	-33,30
Máx. imp-pilar	-	-	-	290,33	309,19*
Mín. imp-pilar	-	-	-	-382,32*	-386,24*
Von Mises imp-pilar	9136	229,4*	254,1*	-	-
Von Mises barra	3045*	124*	258*	156*	286*

* Máxima tensão real observada.

5.1 MODELOS COM IMPLANTES DE TITÂNIO

5.1.1 Cortical óssea de 2mm

O modelo com implantes e pilares de titânio e com espessura de osso cortical de 2mm, apresentou força de reação total de 156,92N. Esta força é necessária para calcular se a pressão sobre o disco da articulação temporomandibular encontra-se dentro dos parâmetros fisiológicos.

5.1.1.1 Deslocamento

A figura 12 mostra a flexão da mandíbula na região do ângulo, com tendência abrí-lo, considerando o maior deslocamento na transição entre o corpo e ramo.

Figura 12- Deslocamento total.

5.1.1.2 Tensão Máxima Principal

A tensão máxima principal (fig. 13) foi evidenciada no osso cortical com uma magnitude de 16,2 MPa na região anterior ao implante, com direção ântero-inferior. Na região posterior ao implante em contato com o osso cortical (fig. 13C), ocorre dissipação da tensão em direção à região anterior e pequena tensão, aproximadamente 2MPa, no osso trabecular, na superfície óssea em contato com a cunha do implante (fig. 13C-D).

Figura 13- Tensão máxima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

5.1.1.3 Tensão Mínima Principal

A tensão mínima principal ou compressão se concentrou apenas no osso cortical na região posterior ao implante (fig. 14)

Figura 14- Tensão mínima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

5.1.1.4 Tensão Equivalente Von Mises

A tensão equivalente Von Mises da barra protética evidenciou valores entre 75 e 125MPa, com maior concentração de tensões na união com os pilares mais posteriores da prótese (fig. 15).

Figura 15- Tensão equivalente de Von Mises. A) Vista frontal; B) Vista posterior; C) Vista inferior barra da protética e D) região de união dos pilares.

No conjunto implante-pilar, observou-se a tensão máxima von Mises nos pilares mais anteriores. Porém, tensões próximas a 200MPa foram identificadas no pescoço dos pilares mais posteriores, na junção implante-pilar (fig. 16).

Figura 16- Tensão equivalente de Von Mises no conjunto implante-pilar. A) Vista frontal; B) Vista lateral; C) Corte transversal e D) Corte sagital.

5.1.2 Cortical óssea de 1mm

O modelo com implantes e pilares de titânio e com espessura de osso cortical de 1mm, exibiu uma força de reação total de 157,44N.

5.1.2.1 Deslocamento

A figura 17 mostra uma diminuição de aproximadamente 25% do deslocamento e com uma localização diferente do modelo de titânio com 2mm de osso cortical, sendo observado na região mais posterior da prótese.

Figura 17- Deslocamento total do modelo.

5.1.2.2 Tensão Máxima Principal

A tensão máxima principal foi observada no osso cortical (fig. 18), na região posterior do osso perimplantar, com magnitude máxima de 13,2 MPa. A região anterior do osso perimplantar apresentou tração de aproximadamente 6,6 MPa no osso cortical (fig. 18C), não havendo evidência de tração no osso trabecular.

Figura 18- Tensão máxima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

5.1.2.3 Tensão Mínima Principal

A compressão máxima foi localizada no osso cortical, na área posterior do osso perimplantar (fig. 19).

Figura 19- Tensão mínima principal no modelo com implantes e pilares de titânio osso cortical de 1mm. A. Vista lateral; B. Vista superior da região perimplantar; C. Corte sagital da região do implante; D. Corte transversal.

5.1.2.4 Tensão Equivalente Von Mises

A tensão equivalente Von Mises da barra protética apresentou valores entre 90 e 258MPa (fig. 20), mostrando maior concentração de tensões na união com os pilares mais posteriores da prótese (fig. 20D). No sistema implante-pilar, foi observada tensão máxima von Mises nos pilares mais anteriores (fig. 21). Na junção implante-pilar dos pilares posteriores, foram observadas tensões próximas a 200MPa (fig. 21B).

Figura 20- Tensão equivalente de Von Mises na barra e implantes. A) Vista frontal; B) Vista posterior; C) Vista inferior da barra protética e D) Região de união com os pilares.

Figura 21- Tensão equivalente de Von Mises no conjunto implante-pilar. A) Vista frontal; B) Vista lateral; C) Corte transversal e D) Corte sagital.

5.2 MODELOS COM IMPLANTES DE ZIRCÔNIA

5.2.1 Cortical óssea de 2mm

O modelo com implantes e pilares de zircônia e com espessura de osso cortical de 2mm evidenciou força de reação total de 157,42N.

5.2.1.1 Deslocamento

O deslocamento deste modelo (Fig. 22) foi semelhante ao modelo de titânio com 2mm de osso cortical, com maior movimentação na região de transição entre o corpo e ramo da mandíbula.

Figura 22- Deslocamento total.

5.2.1.2 Tensão Máxima Principal

A tensão máxima principal (18,43 MPa) foi localizada no osso cortical na região perimplantar posterior (fig. 23) com direção para anterior. A região anterior perimplantar apresentou tração de aproximadamente 14 MPa no osso cortical (fig. 23C), contudo houve também tensão de tração no osso trabecular (4MPa), na região em contato com a cunha do implante (fig. 23C).

Figura 23- Tensão máxima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C. Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

Em relação à tensão máxima principal do sistema implante-pilar, a tração máxima foi localizada nos pilares anteriores (fig. 24). Houve tensões de tração no pescoço dos pilares anteriores e posteriores, com valores que variaram entre 150 e 178 MPa.

Figura 24- Tensão máxima principal no sistema implante-pilar. A) Vista lateral interna; B) Vista lateral externa e C) Vista frontal.

5.2.1.3 Tensão Mínima Principal

A compressão máxima (tensão mínima principal) foi observada no osso cortical na região posterior em contato com o implante (fig. 25).

Figura 25- Tensão mínima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

A compressão máxima estava localizada na junção implante-pilar dos pilares posteriores (fig. 26), com concentração de tensões também na plataforma dos pilares anteriores (309 MPa).

Figura 26- Tensão mínima principal no sistema implante-pilar. A) Vista lateral externa; B) Vista posterior e C) Vista frontal.

5.2.1.4 Tensão Equivalente Von Mises

Os valores da tensão equivalente Von Mises na barra protética variaram entre 90 e 158MPa (fig. 27), não sendo observada concentração nas regiões do cantilever e com distribuição mais uniforme que nos modelos com implantes e pilares de titânio com ambas espessuras de osso cortical. Contudo, foi observada neste tipo de implante, na região de união com os pilares mais posteriores, concentração de tensões ligeiramente maior (fig. 27D).

Figura 27- Tensão equivalente de Von Mises na região da barra. A) Vista frontal; B) Vista posterior; C) Vista inferior e D) Região de junção com pilares.

5.2.2 Cortical óssea de 1mm

O modelo com implantes e pilares de zircônia e com espessura de osso cortical de 1mm, exibiu uma força de reação total de 156,89N.

5.2.2.1 Deslocamento

O deslocamento foi 25% menor que no modelo com cortical de 2mm, verificando maior movimentação na região posterior da prótese (fig. 28), sendo semelhante ao modelo com implantes de titânio com espessura cortical de 1mm, tanto em relação aos valores como à localização.

Figura 28- Deslocamento total do modelo.

5.2.2.2 Tensão Máxima Principal

A tensão máxima principal foi identificada novamente no osso cortical (Fig. 29C-D) com uma magnitude máxima de 16,94 MPa na região posterior do osso perimplantar. A região anterior do osso perimplantar apresentou uma tração aproximada de 7,42 MPa no osso cortical (Fig. 29C) e não houve evidência de tração no osso trabecular.

Figura 29- Tensão máxima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

A tensão máxima principal do sistema implante-pilar foi detectada na plataforma dos pilares anteriores (fig. 30). Foram observadas tensões de tração no pescoço dos pilares, especificamente na junção implante-pilar, com valor em torno de 140 MPa.

Figura 30- Tensão máxima principal no sistema implante-pilar. A) Vista lateral interna; B) Vista posterior e C) Vista frontal.

5.2.2.3 Tensão Mínima Principal

A compressão máxima estava localizada apenas no osso cortical, na região mais posterior do osso em contato com o implante (Fig. 31).

Figura 31- Tensão mínima principal. A) Vista lateral; B) Vista superior da região perimplantar; C) Corte sagital da região do implante e D) Corte transversal.

A tensão mínima principal foi identificada na plataforma dos pilares anteriores (fig. 32), também foi observada concentração de compressão, de aproximadamente 300 MPa, na junção implante-pilar dos pilares posteriores (fig. 32B).

Figura 32- Tensão mínima principal no sistema implante-pilar. A) Vista lateral externa; B) Vista posterior e C) Vista frontal.

5.2.2.4 Tensão Equivalente Von Mises

A tensão equivalente Von Mises da barra apresentou maior concentração (286 MPa) na área de contato com os pilares posteriores, não sendo observada concentração na região do cantilever (fig. 33).

Figura 33- Tensão equivalente de Von Mises na região da barra. A) Vista frontal; B) Vista posterior; C) Vista inferior e D) Região da união dos pilares.

6 Discussão

A reabsorção do osso alveolar após perda dental é um processo biofísico complexo (ATWOOD, 2001), crônico, progressivo e multifatorial (ANITUA et al., 2015). Os dentes naturais transmitem carga oclusal ao osso alveolar pelo ligamento periodontal na forma de tensão elástica que atua como um fator estimulante para a manutenção da sua arquitetura e contorno (MAMPILLY et al., 2014). Após a exodontia a reabsorção óssea alveolar é muito acelerada durante os primeiros seis meses (ELYANEF et al., 2015), com quantidade total de perda de massa óssea e proporção de reabsorção variando entre indivíduos e no mesmo indivíduo em diferentes períodos (ATWOOD, 2001).

A quantidade e velocidade de reabsorção do osso alveolar podem ser atribuídas a fatores anatômicos, metabólicos, funcionais e protéticos. Os fatores anatômicos incluem tamanho, forma, quantidade, qualidade e densidade óssea do rebordo, espessura e característica da mucosa de recobrimento, número e profundidade dos alvéolos. Os metabólicos envolvem as características nutricional, hormonal e outras que podem influenciar na atividade celular relacionada às células de formação (osteoblastos) e reabsorção (osteoclastos) óssea. Idade, gênero e estado geral de saúde são inadequados para descrever o fator osso, contudo, podem fornecer alguns indícios clínicos. Os fatores funcionais são determinados pela frequência, intensidade, duração e direção das forças aplicadas ao osso, levando à formação ou reabsorção óssea; enquanto os fatores protéticos envolvem as inúmeras técnicas, materiais, conceitos, princípios e práticas que são incorporados às próteses (ATWOOD, 2001), considerando que a reabsorção óssea do rebordo alveolar pode ser agravada pela utilização de prótese total com adaptação inadequada (ANITUA et al., 2015).

Reabsorção severa do processo alveolar inferior e osso basal influencia negativamente no desempenho de uma prótese, levando estruturas anatômicas, como os nervos, para posições mais superficiais e consequentemente acarretando dor devido à compressão da prótese, probabilidade de fratura óssea durante alguma ocorrência traumática e redução acentuada das dimensões faciais e verticais (MOSES, 2007; ANITUA et al., 2015).

Próteses totais podem ser inadequados para pacientes com reabsorção óssea severa do rebordo alveolar devido à retenção insuficiente, apoio reduzido e falta de estabilidade (MOSES, 2007). Apesar dos avanços obtidos no tratamento

desses pacientes com rebordo reduzido, a reabilitação com próteses estáveis continua sendo um desafio, principalmente na mandíbula, onde a proporção de reabsorção óssea é quatro vezes maior que na maxila, sendo 0,4mm e 0,1mm por ano, respectivamente (MAMPILLY et al., 2014).

Em pacientes com reabsorção óssea da mandíbula de moderada para severa, com impossibilidade de confecção de próteses estáveis e implantes com dimensões padrões não puderam ser empregados devido à falta de osso disponível, devem ser consideradas outras opções de tratamento como o uso de implantes curtos, estreitos, distração osteogênica, regeneração óssea guiada, blocos de osso autógeno tipo *onlay* (BUBALO et al., 2011; ANITUA et al., 2015; ELYANEF et al., 2015) e divisão do rebordo alveolar (ELYANEF et al., 2015).

Procedimentos de vestibuloplastia e enxertia óssea podem melhorar as condições clínicas, proporcionando maior área de suporte para a prótese, contudo, os benefícios são apenas temporários (MOSES, 2007).

A regeneração óssea guiada pode propiciar exposição da membrana e complicações pós-cirúrgicas enquanto o enxerto ósseo autógeno, tipo *onlay*, gera grande morbidade para o paciente. A divisão do rebordo ou *splitting* permite uma dimensão horizontal apropriada para a colocação dos implantes com a divisão da crista do osso cortical (ELYANEF et al., 2015).

A divisão do rebordo ou *splitting* é indicada para casos onde há quantidade mínima de osso cortical ($\geq 1\text{mm}$) entre ambos os lados (BLUS et al., 2006; ELYANEF et al., 2015) e com o mínimo de 1mm de osso esponjoso para reduzir a probabilidade de fratura da cortical externa (JENSEN et al., 2009), obtendo aumento entre 3,2 e 4,1mm (ELYANEF et al., 2015). Esse procedimento permite a colocação simultânea dos implantes, sem necessitar de local doador, diminuindo a morbidade e reduzindo o período de tratamento (ELYANEF et al., 2015). Contudo essa técnica pode desencadear complicações como parestesia temporal (CHIAPASCO et al., 2006), fraturas das corticais lingual (FERRIGNO et al., 2005; RAHPEYMA et al., 2013) e vestibular (FERRIGNO et al., 2005; CHIAPASCO et al., 2006; SOHN et al., 2010; ELLA et al., 2014; MILINKOVIC; CORDARO, 2014).

Assim, com o intuito de resolver a situação clínica de muitos pacientes, esse estudo teve como objetivo o desenvolvimento de um tipo de implante para ser empregado em mandíbulas severamente reabsorvidas.

O desenvolvimento de um novo desenho de implante não é para substituir as geometrias dos implantes convencionais, mas sim uma alternativa para os casos de reabsorção mandibular acentuada que não podem ser reabilitados com implantes convencionais devido à deficiência em altura do rebordo alveolar. Uma das características da geometria do implante desenvolvido neste estudo foi a forma piramidal com a base direcionada para oclusal, com o objetivo de agir como um expansor, semelhante à técnica de *splitting*, de rebordos com espessura limitada ou inadequada (ELYANEF et al., 2015).

Foi empregado, como passo inicial para o teste do novo desenho, o ensaio por elementos finitos tridimensionais porque os modelos computacionais podem produzir estimativas de dados de tensões e deformações em diferentes locais, sendo especialmente vantajoso para os locais onde é difícil ou impossível realizar as mensurações experimentais *in vitro* em laboratórios de ensaios mecânicos (ANDERSON et al., 2007).

Apesar dessa metodologia ser amplamente empregada e válida quando usada corretamente na avaliação de implantes dentários, possui limitações que podem levar a interpretações errôneas dos resultados finais. Uma das limitações está relacionada ao aparelho craniomandibular, que é um sistema dinâmico e muitas vezes torna-se difícil ou impossível a definição detalhada do modelo numérico (FERNANDEZ; PANDY, 2006). Contudo as maiores limitações na biomecânica dos modelos de elementos finitos são as propriedades dos materiais e as complexas micro e macrogeometrias dos tecidos biológicos considerados nas análises (VICECONTI, 2005).

Outro fator que deve ser levado em consideração é a simulação das forças musculares, cuja orientação, neste estudo, depende das áreas de inserção dos músculos mastigatórios mandibulares; considerando que a magnitude da força depende da área da superfície sobre a qual a força é distribuída (FELIPPA, 2015).

Neste estudo, o vetor de ação muscular foi representado por uma resultante de vetores simples com magnitude própria em cada eixo e músculo, em relação às linhas de ação de cada um, conforme os estudos de Hannam et al. (2011) e Choi et al. (2012). Este modo indireto de aplicação da força na prótese levou em consideração que a carga funcional da mandíbula se inicia nos anexos musculares,

com o objetivo de simular uma condição mais fisiológica possível de fechamento mandibular (HANNAM et al., 2011).

Korioth e Versluis (1997) salientaram a importância da especificação das condições de carregamento oclusal sem simplificações, pois senão os resultados produzidos não estariam de acordo com a realidade clínica; sendo o carregamento segmentar oclusal mais apropriado para simular tensões locais na maxila do que na mandíbula (HANNAM et al., 2011). Embora a atividade muscular e morfologia craniofacial influenciem a carga oclusal em uma situação clínica real, deve ser levada em consideração a dificuldade para simular com exatidão, em análises por elementos finitos, as forças musculares individuais (TRIVEDI, 2014).

Os desenhos dos implantes podem influenciar na distribuição de tensões no osso, contribuindo para a perda do mesmo (HUANG et al., 2008). A redução das tensões no osso que circunda os implantes é um dos objetivos de maior importância na implantodontia (CHUN et al., 2002), pois a interface osso-implante é considerada a região mais vulnerável mecanicamente do sistema prótese-implante (OLIVEIRA, 1997). Assim, o fator crítico no sucesso ou falha de um implante, é a maneira pela qual as tensões são transferidas ao osso circundante (KAYABASI et al., 2006), onde o tamanho do implante tem papel fundamental.

A seleção do tamanho do implante é determinada pela quantidade de tecido ósseo remanescente (BAYRAKTAR et al., 2013; KIM et al., 2014), sendo de grande importância a obtenção, da maior quantidade possível, de contato entre osso e implante, envolvendo o comprimento e a largura, para uma distribuição mais favorável das cargas oclusais (KIM et al., 2014). Desta maneira, tanto o diâmetro como o comprimento devem ser considerados em conjunto devido aos seus efeitos interativos (MORAND; IRINAKIS, 2007). Contudo, tem sido verificado que a influência do diâmetro do implante na crista óssea predomina em relação ao comprimento e à conicidade (MORAND; IRINAKIS, 2007; VAIRO; SANINO, 2013; BORIE et al., 2015a), principalmente devido ao aumento de contato com o osso cortical (OKUMURA et al., 2010). O comprimento do implante não influi efetivamente na redução de tensões como o diâmetro (IPLIKCIOGLU; AKÇA, 2002), sendo que a cada 1mm de aumento no diâmetro, o implante pode aumentar a sua superfície funcional entre 30% e 200% (MISCH, 1999).

O tipo de conexão também pode influenciar na distribuição das tensões. Biomecanicamente, a conexão cone morse favorece a distribuição de tensões porque as paredes internas do implante atuam como um corpo único (AKÇA; CEHRELI, 2008), fornecendo maior estabilidade e menor micro-movimentação, que as conexões hexagonais, além de eliminar a inconveniência de perda ou fratura de parafuso e/ou pilar (NORTON, 1997; MERZ et al., 2000; SCHWARZ et al., 2000; MAEDA et al., 2006). A conexão tipo cone morse concentra menos tensões no osso peri-implantar que as conexões tipo hexágono externo e interno (BAGGI et al., 2008)

Atualmente, apesar do grande número de desenhos de implante e pilares, as geometrias existentes em titânio não podem sempre ser confeccionadas em zircônia pela possibilidade do desenvolvimento de trincas em áreas retentivas, considerando também que as roscas são superfícies extremamente difíceis para fabricar e adaptar, sendo assim, priorizados os desenhos arredondados e sem ângulos agudos (ROSENTRITT et al., 2014). Como as complicações técnicas da zircônia são altamente dependentes do desenho da estrutura (LINKEVICIUS et al., 2015), os pilares foram desenhados com conexão interna morse pura de acordo com o estudo de Ferrari et al. (2015) e sem roscas, à semelhança de uma conexão colada entre pilar e implante, tendo sido demonstrado elevados valores de resistência mecânica (ROSENTRITT et al., 2014).

A geometria do implante idealizado apresentava plataforma larga com extenso contato com o osso cortical para compensar o comprimento reduzido. Foi selecionada a conexão tipo cone morse devido à sua estabilidade e comportamento mecânico, visando que as paredes laterais do implantes distribuíssem melhor as tensões geradas no pilar, contribuindo para menor quantidade de tensões geradas no osso (MAEDA et al., 2006; JAWORSKI et al., 2012).

A geometria deste implante experimental curto, expansivo e largo foi desenvolvida para evitar cirurgias secundárias de aumento ósseo, tanto na dimensão vertical quanto na horizontal. Contudo, este tipo de geometria de implante no rebordo mandibular atrófico, que caracteriza-se em um osso altamente compacto e friável (BLAHOUT et al., 2007), pode levar à fratura da tábua vestibular (ELYANEF et al., 2015); porém, caso ocorra, a fratura poderá ser corrigida com placas de osteossíntese e parafusos de fixação, sem causar quaisquer complicações pós cirúrgicas (BLUS et al., 2006).

Na fase inicial do desenvolvimento do desenho houve um pré-dimensionamento dos componentes e elaboração dos modelos numéricos da geometria, testando e analisando as soluções do modelo e refinando e otimizando a geometria para alcançar uma situação viável, dentro dos padrões fisiológicos. A análise preliminar evidenciou tensões principais no osso em contato com os vértices do implante e na superfície óssea em contato com a cunha. As tensões principais e equivalentes de Von Mises observadas nos implantes e pilares estavam dentro dos limites suportados por cada material, sendo entre 800 e 830 MPa para tração e 1990 MPa para compressão da zircônia (BONNET-LEBOUVIER et al., 2002; CHOI et al., 2013) e entre 960 e 1180 MPa de tensão Von Mises para titânio grau 5 (ZHEREBTSOV et al., 2005).

Apesar da geometria inicial dos implantes ter mostrado valores de tensões máximas e mínimas dentro dos limiares fisiológicos, sendo entre 170 e 190 MPa as tensões máximas de compressão e entre 100 e 130 MPa as máximas de tração (BOZKAYA et al., 2004; CHOI et al., 2013; DE FARIA ALMEIDA et al., 2013), vários modelos apresentaram concentrações de tensões máximas e mínimas principais nas áreas em contato com as arestas em ângulo reto do implante, com tensão elevada em pequenas áreas, dificultando a distribuição.

Foram realizadas alterações na geometria do implante para eliminar as arestas em ângulo reto e assim, diminuir a tensão específica na região adjacente (RIEGER et al., 1989; SIEGELE; SOLTEZ, 1989; ROMANOS, 2005); e para aumentar a superfície de contato com osso cortical, foi desenhada uma geometria de semicone em cada extremidade do implante. Também foi realizado o refinamento na região do ramo da mandíbula, utilizando o valor médio da mensuração de dez mandíbulas secas, sendo possível a obtenção de um modelo mais preciso de mandíbula reabsorvida, como realizado por Choi et al. (2012).

No modelo inicial também foram observadas inconsistências nas condições de contorno, evidenciadas por valores de deslocamento em torno de 10mm de movimentação, sendo totalmente ilógico. Da mesma forma, os valores de tensões de 275 MPa (tração) e -550 MPa (compressão) no osso estão além do que a estrutura óssea pode aguentar, pois o osso cortical suporta 100 a 130 MPa de tração e 170 a 190 MPa de compressão (BOZKAYA et al., 2004; CHOI et al., 2013).

Em relação aos materiais dúcteis do modelo, os valores de tensões equivalente de Von Mises da barra foram de 3,045 MPa e 9,136 MPa para o complexo implante-pilar, ultrapassando os valores limites da liga de Co-Cr de 450 a 840 MPa (BLACK; HASTINGS, 1998) e do Ti-6Al-4V de 960 a 1180 MPa (ZHEREBTSOV et al., 2005), sendo necessário a alteração das condições de contorno no modelo.

Para avaliar um desenho de implante a mandíbula não deve ser limitada ou fixada na sua base, pois as cargas são concentradas na infraestrutura da prótese e nos implantes (GONDA et al., 2014), simulando uma situação completamente irreal. Alguns estudos empregaram os côndilos fixos em três planos e em um ponto na região dos incisivos, obtendo um modelo totalmente rígido, isto é, sem rotação nem translação (BARÃO et al., 2013; FAVERANI et al., 2014; FAZI et al., 2011; FERREIRA et al., 2014b; GONDA et al., 2014; HSU et al., 2011); enquanto outros fixaram os côndilos no plano vertical, permitindo apenas movimentação horizontal (INOUE et al., 1996) ou em um plano (CRUZ et al., 2003). Contudo, todas essas condições são irreais durante o fechamento e aplicação da força.

A partir dessas informações, foi planejada a utilização de vetores e magnitudes dos músculos e a condição de contorno de *compression only support* nas regiões de premolares e molares e pósterio superior dos côndilos, considerando apenas uma limitação durante a compressão dessas regiões pelos dentes antagonistas e fossa glenoidea, respectivamente. Contudo, a restrição posterior do côndilo mostrou ser irrelevante, sendo identificada apenas uma variação mínima dos valores. Assim, foi utilizada apenas a condição de *compression only support* na regiões de premolares e molares e superior dos côndilos.

Na análise dos modelos definitivos, a força de reação de cada um variou entre 156N e 157N, observando uma média aproximada de 78N em cada côndilo. A superfície do côndilo em contato com a fossa glenoidea foi de 149,2mm², sendo calculada pelo *software* Rhinoceros (v4.0 SR8), porém, a superfície de apoio total para a condição de *compression only support* foi apenas de 52mm², sendo que a tensão resultante em contato com o disco foi de 1,5 MPa. O disco articular possui propriedades compressivas importantes (JURAN et al., 2013), pois atua como um amortecedor de impactos quando a articulação é submetida a forças (TANAKA; VAN EIJDEN, 2003), suportando entre 5 e 10 MPa de tensões principais na região

superior (KOOLSTRA; TANAKA, 2009). Portanto, as magnitudes das forças de reação de todos os modelos desenvolvidos estão dentro dos parâmetros fisiológicos que o disco da articulação temporomandibular suporta.

Apesar dos valores de deslocamento do modelos com 2mm de osso cortical e implantes de ambos materiais terem sido baixos, houve flexão da mandíbula como se fosse abrir o ângulo do ramo, na transição entre o corpo e ramo mandibular. Esse movimento de flexão deve ser levado em consideração quando esta região estiver fragilizada, como nos casos de pacientes com osteopenia, onde o ângulo da mandíbula é diminuído (REHMAN et al., 2015).

Nos modelos com 1mm de espessura de osso cortical, foi observada redução do deslocamento em torno de 25%, sem diferença entre o material do implante, sendo observado maior deslocamento na região mais posterior da prótese; enquanto no modelo com cortical de 2mm ocorreu na superfície de transição entre o corpo e ramo mandibulares. Isto pode ser explicado pelo fato desse modelo ter uma base óssea com 1mm de espessura de osso cortical, cujo módulo elástico é maior que o do osso trabecular (SEVIMAY et al., 2005; PADHYE et al., 2015), resultando em maior flexibilidade óssea, a qual propiciou maior deslocamento da barra junto à prótese, movimentando esta última como um bloco.

Os quatro modelos finais mostraram tensões de tração e compressão na região dos côndilos, como observado por Choi et al. (2012). As tensões principais foram sempre identificadas no osso cortical, como relatado nos estudos Bozkaya et al. (2004), Sevimay et al. (2005) e Padhye et al. (2015).

Dos quatro modelos comparados, o único que mostrou tensão máxima principal em região diferente foi o modelo com espessura de cortical de 2mm e implante-pilar em titânio. Considerando as tensões principais e o deslocamento, foi observado uma tendência do implante em atravessar ou abrir o osso cortical perimplantar na sua região anterior, com direção ântero inferior, e também dissipação da tensão de tração na direção anterior ao osso cortical posterior, que está em contato com o implante. Os demais modelos mostraram tensão máxima principal na região posterior do osso perimplantar, como Ferreira et al. (2014a) e Padhye et al. (2015) relataram em seus estudos as tensões máximas principais na distal dos implantes, em direção à sínfise mandibular.

Já a tensão mínima principal ou compressão máxima foi sempre identificada no osso cortical, na região posterior ou distal ao implante, como no estudo de Ozdemir Doğan et al. (2014) sobre tensões máximas e mínimas em prótese fixas implantossuportadas tipo protocolo. Essa tensão mostrou o mesmo padrão de distribuição em todos os modelos, sendo verificado que o comportamento não se altera com as diferentes espessuras de osso cortical ou material do implante, além de mostrar sempre uma distribuição gradual da tração máxima em direção anterior ao osso cortical perimplantar posterior.

Os modelos com 2mm de osso cortical mostraram tensão de tração na região do osso trabecular em contato com a cunha do implante, valores de 2 MPa para o titânio e 4 MPa para zircônia, estando dentro dos limites toleráveis por esse tipo de osso (BAGGI et al., 2008)

Todos os modelos mostraram concentração de tensões equivalentes Von Mises na barra de cromo-cobalto, principalmente, na região que conecta com os pilares mais posteriores conforme os estudos de Barão et al. (2013), Faverani et al. (2014), Ferreira et al. (2014a) e Padhye et al. (2015), sendo devido à área de fulcro do cantilever que atua como alavanca Classe I (PADHYE et al., 2015). A barra de cromo-cobalto pode ser fundamental para uma distribuição mais uniforme das tensões (WILLIAMS et al., 1990; SERTGÖZ, 1997; PADHYE et al., 2015).

Em relação ao sistema implante-pilar, as tensões máximas equivalentes de Von Mises nos implantes de titânio e as máximas principais nos de zircônia, foram maiores nas plataformas dos pilares anteriores. A concentração de tensões na junção entre os pilares distais e o implante foi devido à compressão distal da alavanca Classe I e tração dos pilares anteriores (PADHYE et al., 2015) como nos estudos de Fazi et al. (2011), Barão et al., (2013), Faverani et al. (2014) e Ferreira et al. (2014b).

A conexão cone morse mostrou concentração de tensões na junção implante-pilar, como relatado nos estudos de Pessoa et al. (2010), Tang et al. (2012) e Borie et al. (2015b). Contudo, as tensões máximas dos estudos de Ozdemir Doğan et al. (2014) e Ferreira et al. (2014a) foram observadas nos pilares mais posteriores. Esse fato pode ser devido à separação dos implantes, diferente dos modelos deste estudo que apresentam implantes com corpo único e apenas os pilares separados. A tensão mínima principal dos implantes de zircônia ocorreu em

diferentes locais nos modelos com diferentes espessuras de osso cortical, o que pode ser justificado pela maior flexibilidade do modelo com 1mm de espessura.

Quanto à influência da espessura do osso cortical, foi observado que os desenhos com 1mm de espessura apresentaram menores valores de tensões máximas e mínimas principais no osso, podendo ser devido à utilização de estruturas com menor módulo elástico e distribuição mais uniforme de tensões na interface osso-implante (ELIAS et al., 2015). Contrariamente, os estudos de Sevimay et al. (2005), Hudieb et al. (2010) e Chang et al. (2012) relataram aumento de tensões no osso com a diminuição da espessura do osso cortical; porém, esses estudos empregaram apenas implantes unitários.

Na análise de próteses totais fixas implantossuportadas mandibulares, Faverani et al. (2014) não observaram variações nas tensões mínimas principais em modelos com 1 e 2mm de osso cortical, mas registraram aumento de 1,5% na tração máxima, o que não coincide com este estudo. O deslocamento nos modelos com 1mm de osso cortical foi aproximadamente 25% menor que os de 2mm de espessura, sem diferenças entre o material do implante, sendo também devido à flexibilidade do modelo.

As tensões equivalentes von Mises da barra mostraram aumento de valores quando a espessura do osso cortical diminuiu, estando de acordo com Favot et al. (2014) e Faverani et al. (2014). Os valores das tensões no sistema implante-pilar, sejam Von Mises para o titânio ou principais para zircônia, foram superiores nos modelos com 1mm de espessura de osso cortical, como nos estudos de Sevimay et al. (2005) e Faverani et al. (2014). Isso pode ser explicado pelo elevado módulo de elasticidade de ambos materiais em conjunto com a flexibilidade do osso, concentrando maiores tensões no sistema implante-pilar e menores no osso.

A redução da espessura do osso cortical, denominada de osteoplastia ou corticotomia, é um procedimento comum para aplinar rebordos muito delgados (HUDIEB et al., 2010). Antes da realização da corticotomia deve ser considerado que os implantes requerem quantidade mínima de osso cortical para se estabilizar adequadamente (CHANG et al., 2012); assim a corticotomia pode influenciar na disponibilidade óssea, muitas vezes expondo o osso trabecular e afetando criticamente os resultados das tensões na estrutura óssea perimplantar (HUDIEB et al., 2010).

O tipo do material do sistema implante-pilar não interferiu nos valores de deslocamento, contudo os modelos de zircônia mostraram aumento das tensões máximas e mínimas principais, além de aumento nas tensões equivalentes de von Mises na barra em relação aos de titânio, estando esses resultados de acordo com os de Çaglar et al. (2011). Isso pode ser devido à zircônia possuir um módulo elástico quase duas vezes maior que o do titânio, sendo esperado valores de tensão maiores nos implantes, osso e barra.

Choi et al. (2012) relataram, para implantes de zircônia, aumento entre 2 e 3% nas tensões de tração e entre 23% e 27% nas de compressão no osso em relação ao titânio. Favot et al. (2014) também observaram maior concentração de tensões em infraestruturas confeccionadas em zircônia.

As análises realizadas pelo método de elementos finitos por Kohal et al. (2002) e Bal et al. (2013) evidenciaram que a quantidade e distribuição das tensões entre ambos materiais foram semelhantes quando o tamanho e a forma dos desenhos foram mantidos. Este resultado não foi observado neste estudo porque não foi possível comparar as análises de ambos materiais em virtude dos diferentes tipos de tensões analisadas; como a zircônia é um material frágil, foram empregadas tensões principais, enquanto para o titânio, que é um material dúctil, foi empregado a tensão equivalente Von Mises.

Foram evidenciados menores valores de tensões no osso com base óssea flexível, sendo este fator mais determinante comparado ao tipo de material do sistema implante-pilar. Este resultado não está de acordo com o de Almeida et al. (2010), segundo o qual a espessura e qualidade óssea não foram fatores que influenciaram na distribuição de tensões em próteses totais fixas implantossuportadas.

O titânio grau V (Ti-6Al-4V) empregado neste estudo, foi desenvolvido para aplicações biomédicas permitindo diferentes configurações de desenhos e geometrias devido à elevada resistência à falha e fadiga, com módulo de elasticidade de 3 a 6 vezes superior ao do osso cortical (PACHAURI et al., 2014; ELIAS et al., 2015). A zircônia surgiu como alternativa aos implantes e pilares de titânio (MONTERO et al., 2015) porque apresenta propriedades estéticas superiores (COSGAREA et al., 2015), biocompatibilidade (FERRARI et al., 2015; MONTERO et al., 2015), resistência química, à compressão (ÇAGLAR et al., 2011) e à propagação

de trincas (WENZ et al., 2008). As respostas biológicas são semelhantes ao titânio, sem quaisquer diferenças clínicas, microbiológicas, histológicas (VAN BRAKEL et al., 2014), efeitos ao nível ósseo (LINKEVICIUS et al., 2015) ou na mucosa perimplantar (VAN BRAKEL et al., 2012). Porém, biomecanicamente pode apresentar 3,5 vezes mais falhas que os implantes de titânio (MONTERO et al., 2015).

Devido à ausência de resultados a longo e médio prazos do uso de pilares e implantes de zircônia (FERRARI et al., 2015), sua utilização clínica não é recomendável (WENZ et al., 2008; ROSENTRITT et al., 2014; LINKEVICIUS et al., 2015). Contudo, este estudo avaliou este material devido ao aumento da expectativa de uso pelos profissionais (ROSENTRITT et al., 2014), por apresentarem elevado módulo de elasticidade (ÇAGLAR et al., 2011; FERRARI et al., 2015) que favorece comportamento biomecânico do implante e o desenvolvimento de melhorias técnicas.

As tensões no osso e no sistema implante-pilar dos modelos em zircônia foram analisados pelas tensões máximas e mínimas principais, pois tanto o osso quanto a zircônia são considerados materiais friáveis, tendo um comportamento semelhante ao das cerâmicas (DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008; CHOI et al., 2012), com pequena tolerância às forças de tração e maior às de compressão (ÇAGLAR et al., 2011; CHOI et al., 2012; ROSENTRITT et al., 2014). No osso, as forças de compressão tendem a manter a integridade da interface osso-implante, enquanto a tração tende a separar essa integridade (BIDEZ; MISCH, 1992). A resistência às forças de tração no osso é 30% menor que as de compressão (OLIVEIRA, 1997).

O deslocamento e as tensões principais observadas nos modelos demonstraram que o sistema proposto parece ser dependente da osseointegração do implante, sendo assim, contraindicado para casos de carga imediata ou precoce.

O tratamento da superfície deste implante proposto também é de fundamental importância para melhorar o contato osso-implante e manutenção da estabilidade, porque a ausência de roscas dificulta o travamento inicial e compromete a biomecânica. A topografia superficial rugosa propicia aumento da adesão celular e acelera a maturidade e diferenciação osteoblástica no local receptor (PACHAURI et al., 2014; MATTESON et al., 2015; MONTERO et al., 2015). O próximo passo para desenvolvimento deste desenho é a validação dos resultados do ensaio de elementos finitos com experimentos *in vitro* e posteriormente *in vivo*.

Esta nova proposta do implante mostrou comportamento biomecânico viável e compatível com os limiares fisiológicos do osso, contudo ensaios futuros são necessários para possibilitar a utilização clínica.

Limitações da Pesquisa

Algumas das limitações do estudo foram as dúvidas a respeito da aplicação das forças sobre a prótese posicionada na mandíbula reabsorvida, principalmente quando há atrofia muscular. Os implantes foram considerados com 100% de osseointegração na interface osso-implante, isto é, união perfeita entre os ossos trabecular e cortical com o implante, para simplificação da análise computacional (GENG et al., 2001). Contudo, estudo histomorfométrico mostrou que não ocorre 100% de contato entre o osso e o implante (BIC) (SHENK; BUSER, 2000). O osso trabecular foi considerado homogêneo devido às limitações tecnológicas na modelagem do padrão trabecular. Segundo Geng et al. (2001) os estudos de análise por meio de elementos finitos não consideram a rede de trabeculado ósseo, em virtude da dificuldade na determinação do padrão trabecular.

A simulação foi realizada por meio de análise estática, considerando que os materiais linearmente elásticos necessitam de grandes esforços computacionais para realizar uma análise dinâmica, assim como grande período de tempo. O osso mandibular foi considerado como isotrópico para simplificação da análise inicial. Bonnet et al. (2009) relataram que a anisotropia do tecido ósseo aumenta as tensões no osso perimplantar entre 20% e 30% em comparação aos modelos isotrópicos. No entanto, a análise qualitativa revelou que distribuição de tensões estava dentro dos limites fisiológicos e com ampla margem de segurança, sugerindo que a anisotropia óssea não interferiria nos resultados.

O desenho deste implante é apenas um protótipo inicial e futuras análises e refinamentos serão desenvolvidos para obtenção de um implante com viável emprego clínico.

7 Conclusões

A partir dos resultados obtidos conclui-se que:

- 1 Modelos com implantes de titânio apresentaram os menores valores de tensões máximas e mínimas principais no osso.
 - 1.1 Modelo com cortical óssea de 1mm apresentou o menor valor de tensão máxima principal no osso, seguido pelo de 2mm.
 - 1.2 Modelo com cortical óssea de 1mm apresentou o menor valor de tensão mínima principal no osso seguido pelo implante de zircônia com a mesma espessura de cortical.
- 2 Tensão equivalente Von Mises na união implante-pilar de titânio foi menor no modelo com cortical óssea de 2mm.
- 3 As tensões máxima e mínima principais na união implante-pilar nos modelos de zircônia foram menores nos modelos com 2mm de espessura de cortical óssea.
- 4 Os menores valores de tensão equivalente Von Mises na barra da prótese foram evidenciado nos modelos com 2mm de espessura de osso cortical de ambos materiais de implantes.
- 5 Modelos com ambos materiais de implante apresentaram valores semelhantes de deslocamento, sendo os menores valores para a espessura de cortical óssea de 1mm.

8 Referências

1. ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRÅNEMARK, P.I.; JEMT, T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 5, n. 4, p. 347-359, 1990.
2. AKCA, K.; CEHRELI, M.C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.28, n.4, p.391-399, ago, 2008.
3. AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.16, n.5, p.722-730, set-out, 2001.
4. ANDERSON, A. E.; ELLIS, B. J.; WEISS, J. A. Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v. 10, n. 3, p. 171-184, jun, 2007.
5. ANITUA, E.; ALKHRAISAT, M.H.; ORIVE, G. Long-term outcome of transosteotomy bone augmentation of the inferior border of the severely resorbed mandible. **Implant Dent.**, v. 24, n. 2, p. 236-239, abr, 2015.
6. ANITUA, E.; ORIVE, G. Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.** v. 89b. n. 2, p. 275-281, 2009.
7. ANUSAVICE, K.J. **Phillips – Ciencia de los Materiales Dentarios**. 11ª ed. Barcelona: Elsevier Saunders, 2005. p. 79-85.
8. ASSUNÇÃO, W.G.; GOMES, E.A.; BARAO, V.A.; DE SOUSA, E.A. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, n.6, p.1040-1044, nov-dez, 2009.
9. ATWOOD, D.A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. **J. Prosthet. Dent.**, v. 86, n. 2, p. 119-125, ago, 2001.
10. BAGGI, L.; CAPPELLONI, I.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F.; VAIRO, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.100, n.6, p.422-431, dez, 2008.
11. BAL, B.T.; ÇAGLAR, A.; AYDIN, C.; YILMAZ, H.; BANKOGLU, M.; ESER, A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 28, n. 1, p. e27-38, jan-fev, 2013.

12. BARAO, V. A.; DELBEN, J.A.; LIMA, J.; CABRAL, T.; ASSUNÇÃO, W.G. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. **J. Biomech.**, v. 46, n. 7, p. 1312-1320, abr, 2013.
13. BASCIFTCI, F.A.; KORKMAZ, H.H.; UŞÜMEZ S, ERASLAN O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.134, n.6, p.773-781, dez, 2008.
14. BAYRAKTAR, M.; GULTEKIN, B.A.; YALCIN, S.; MIJIRITSKY, E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. **Implant Dent.**, v. 22, n. 4, p. 406-413, ago, 2013.
15. BERNARDES, S. R.; DE ARAUJO, C.A.; FERNANDES-NETO, A.J.; DAS NEVES, F.D. Photoelastic analysis of abutment union to external and internal hexagons implants. **Implant News**, v.3, n.4, p.355-359, jul-ago, 2006.
16. BERTL, K.; SUBOTIC, M.; HEIMEL, P.; SCHWARZE, U.Y.; TANGL, S.; ULM, C. Morphometric characteristics of cortical and trabecular bone in atrophic edentulous mandibles. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 26, n. 7, p. 780-787, jul, 2015.
17. BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implantol.**, v.18, n.3, p.264-274, 1992.
18. BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.2, p.149-160, mar-abr, 1996.
19. BINON, P.P.; MCHUGH, M.J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.6, p.511-519, nov-dez, 1996.
20. BLACK, J.; HASTINGS, G. **Handbook of biomaterial properties**. Devon: Springer Science+Business Media Dordrecht, 1998. p. 173-178.
21. BLAHOUT, R. M.; HIENZ, S.; SOLAR, P.; MATEJKA, M.H.; ULM, C.W. Quantification of bone resorption in the interforaminal region of the atrophic mandible. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 4, p. 609-615, jul-ago, 2007.

22. BLAHOUT, R.M.; HIENZ, S.; SOLAR, P.; MATEJKA, M.H.; ULM, C.W. Quantification of bone resorption in the interforaminal region of the atrophic mandible. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 4, p. 609-615, jul-ago, 2007.
23. BLUS, C.; SZMUKLER-MONCLER, S. Split-crest and immediate implant placement with ultra-sonic bone surgery: a 3-year life-table analysis with 230 treated sites. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 17, n. 6, p. 700-707, dez, 2006.
24. BONNET-LEBOUVIER, A.S.; KLEPACZKO, J.R. Numerical study of shear deformation in Ti-6Al-4V at medium and high strain rates, critical impact velocity in shear. **Int. J. Impact. Eng.**, v. 27, n. 7, p.755-769, 2002.
25. BONNET, A. S.; POSTAIRE, M.; LIPINSKI, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. **Med. Eng. Phys.**, v. 31, n. 7, p. 806-815, set, 2009.
26. BORIE, E.; ORSI, I.A.; DE ARAUJO, C.P. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. **Acta Odontol. Scand.**, v. 73, n. 5, p. 321-329, jul, 2015a.
27. BORIE, E.; ORSI, I.A.; MUÑOZ, G.; SOUZA, L.G.; DEL SOL, M. Insertion area in the mandible masticatory muscles for use in finite element analyses. **Int. J. Morphol.**, v. 33, n. 4. p. 1285-1288, dez, 2015b.
28. BORIE, E.; ORSI, I.A.; NORITOMI, P.Y.; KEMMOKU, D.T. Three-dimensional finite element analysis of the biomechanical behaviors of implants with different connections, lengths, and diameters placed in the maxillary anterior region. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, 2015c. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.4120>.
29. BOURAUUEL, C.; AITLAHRACH, M.; HEINEMANN, F.; HASAN, I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. **Biomed. Tech. (Berl)**, v.57, n.1, p.21-32, jan, 2012.
30. BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.6, p.523-530, dez, 2004.
31. BRÅNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v.16, p.S1-132, 1977.

32. BRÅNEMARK, P.I.; ENGSTRAND, P.; OHRNELL, L.O.; GRÖNDAHL, K.; NILSSON, P.; HAGBERG, K.; DARLE, C.; LEKHOLM, U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from prospective clinical follow-up study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.1, n.1, p.2-16, 1999.
33. BUBALO, M.; LAZIC, Z.; MILOVIC, R.; CUKOVIC, A. Rehabilitation of Severely Resorbed Mandible Treated With Mini Dental Implants and Iliac Crest Bone Grafts: Case Report. **Acta Facul. Med. Nis.**, v., 28, n. 3., p. 183.188, 2011.
34. CAETANO, C. R.; CONSANI, R.L.; BACCHI, A.; CORRER, A.B.; DOS SANTOS, M.B. Influence of different flask systems on tooth displacement and framework misfit in mandibular fixed implant-supported complete dentures. **J. Prosthodont. Res.**, v. 57, n. 3, p. 213-218, jul, 2013.
35. ÇAGLAR, A.; BAL, B.T.; KARAKOCA, S.; AYDIN, C.; YILMAZ, H.; SARISOY, S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 5, p. 961-969, set-out, 2011.
36. CANNIZZARO, G.; FELICE, P.; SOARDI, E.; FERRI, V.; LEONE, M.; ESPOSITO, M. Immediate loading of 2 (all-on-2) versus 4 (all-on-4) implants placed with a flapless technique supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: preliminary results from a pilot randomised controlled trial. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 4, n. 3, p. 205-217, 2011.
37. CANNIZZARO, G.; FELICE, P.; SOARDI, E.; FERRI, V.; LEONE, M.; LAZZARINI, M.; AUDINO, S.; ESPOSITO, M. Immediate loading of 2(all-on-2) versus 4 (all-on-4) implants placed with a flapless technique supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 1-year results from a pilot randomised controlled trial. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 6, n. 2, p. 121-131, 2013.
38. CASTAGNA, L.; POLIDO, W.D.; SOARES, L.G.; TINOCO, E.M. Tomographic evaluation of iliac crest bone grafting and the use of immediate temporary implants to the atrophic maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 42, n. 9, p. 1067-1072, set, 2013.
39. CATTANEO, P.M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. **J. Dent. Res.**, v.84, n.5, p.428-433, maio, 2005.
40. CAWOOD, J. I.; HOWELL, R. A. A classification of the edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 17, n. 4, p. 232-236, ago, 1988.

41. CHANG, S. H.; LIN, C.L.; HSUE, S.S.; LIN, Y.S.; HUANG, S.R. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. **Med. Eng. Phys.**, v. 34, n. 2, p. 153-160, mar, 2012.
42. CHEN, Y. F.; PAN, C.Y.; WANG, W.C.; LAN, T.H. Modern therapy for severe alveolar ridge atrophy. **J. Craniofac. Surg.**, v. 24, n. 5, p. e472-475, set, 2013.
43. CHENG, Y.C.; LIN, D.H.; JIANG, C.P.; LEE, S.Y. Design improvement and dynamic finite element analysis of novel ITI dental implant under dynamic chewing loads. **Biomed. Mater. Eng.**, v. 26 Suppl 1, p. S555-561, ago, 2015.
44. CHIAPASCO, M.; AUTELITANO, L.; RABBIOSI, D.; ZANIBONI, M. The role of pericranium grafts in the reduction of postoperative dehiscences and bone resorption after reconstruction of severely deficient edentulous ridges with autogenous onlay bone grafts. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 24, n. 6, p. 679-687, jun, 2013.
45. CHIAPASCO, M.; CASENTINI, P.; ZANIBONI, M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 24 Suppl, p. 237-259, 2009.
46. CHIAPASCO, M.; FERRINI, F.; CASENTINI, P.; ACCARDI, S.; ZANIBONI, M. Dental implants placed in expanded narrow edentulous ridges with the Extension Crest device. A 1-3-year multicenter follow-up study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 17, n. 3, p. 265-272, jun, 2006.
47. CHIN, M.; TOTH, B.A. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 54, n. 1, p. 45-53; discussion 54, jan 1996.
48. CHOI, A.H.; CONWAY, R.C.; BEN-NISSAN, B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. **Nanomedicine (Lond)**, v. 9, n. 11, p. 1681-1695, ago, 2014.
49. CHOI, A.H.; MATINLINNA, J.P.; BEN-NISSAN, B. Finite element stress analysis of Ti-6Al-4V and partially stabilized zirconia dental implant during clenching. **Acta Odontol. Scand.**, v. 70, n. 5, p. 353-361, set, 2012.
50. CHOI, A.H.; MATINLINNA, J.; BEN-NISSAN, B. Effects of micromovement on the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia (PS-ZrO₂) dental implants and bridge during clenching: a three-dimensional finite element analysis. **Acta Odontol. Scand.**, v. 71, n. 1, p. 72-81, jan, 2013.

51. CHU, C.M.; HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. **J. Periodontol.**, v.83, n.1, p. 111-118, jan, 2012.
52. CHUN, H.J.; CHEONG, S.Y.; HAN, J.H.; HEO, S.J.; CHUNG, J.P.; RHYU, I.C.; CHOI, Y.C.; BAIK, H.K.; KU, Y.; KIM, M.H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **J. Oral Rehabil.**, v.29, n.6, p.565-574, jun, 2002.
53. CIBIRKA, R.M.; NELSON, S.K.; LANG, B.R.; RUEGGEBERG, F.A. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.3, p.268-275, mar, 2001.
54. COATOAM, G.W.; MARIOTTI, A. The segmental ridge-split procedure. **J. Periodontol.**, v. 74, n. 5, p. 757-770, maio, 2003.
55. COCHRAN, D.L.; SCHOU, S.; HEITZ-MAYFIELD, L.J.; BORNSTEIN, M.M.; SALVI, G.E.; ARTIN, W.C. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding risk factors in implant therapy. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, p. S86-89, 2009.
56. COSGAREA, R.; GASPARIK, C.; DUDEA, D.; CULIC, B.; DANNEWITZ, B.; SCULEAN, A. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 26, n. 5, p. 537-544, maio, 2015.
57. CRUZ, M.; WASSALL, T.; TOLEDO, E.M.; BARRA, L.P.S.; LEMONGE, A.C.C. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n.5, p. 675-684, set-out, 2003.
58. CUPPONE, M.; SEEDHOM, B.B.; BERRY, E.; OSTELL, A.E. The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. **Calcif. Tissue Int.**, v.74, n.3, p. 302-309, mar, 2004.
59. DAILEY, B.; JORDAN, L.; BLIND, O.; TAVERNIER, B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, n.2, p.251-256, mar-abr, 2009.
60. DARVELL, B.W. **Ciência dos materiais para Odontologia restauradora**. 9ª ed. São Paulo: Santo, 2012. p.4-11.

61. DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS, A.C. JR.; FREITAS, M.M. JR. et al. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 6, p. 1108-1114, nov-dez, 2010.
62. DE CARVALHO, N.A.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS JR, A.C.; ANCHIETA, RB.; KINA, S. Short implant to support maxillary restorations: bone stress analysis using regular and switching platform. **J. Craniofac. Surg.**, v.23, n.3, p.678-681, maio, 2012.
63. DE FARIA ALMEIDA, D.A.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; SANTIAGO JUNIOR, J.F.; DE CARVALHO, P.S. Influence of Morse Taper and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants. Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. **J. Periodontol.**, v. 85, n. 2, p. 261-269, 2014.
64. DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. **J. Prosthet. Dent.**, v.99, n.2, p.131-140, fev, 2008.
65. DEMETRIADES, N.; PARK, J. I.; LASKARIDES, C. Alternative bone expansion technique for implant placement in atrophic edentulous maxilla and mandible. **J. Oral Implantol.**, v. 37, n. 4, p. 463-471, ago 2011.
66. DING, X.; ZHU, X.H.; LIAO, S.H.; ZHANG, X.H.; CHEN, H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont.**, v.18, n.5, p.393-402, jul, 2009.
67. DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 11, n. 5, p. 465-475, out, 2000.
68. ECKERT, S. E.; WOLLAN, P. C. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n. 4, p. 415-421, abr, 1998.
69. ELIAS, C.N.; FERNANDES, D.J.; RESENDE, C.R.; ROESTEL, J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. **Dent. Mater.**, v. 31, n. 2, p. e1-e13, fev, 2015.

70. ELLA, B.; LAURENTJOYE, M.; SEDARAT, C.; COUTANT, J.C.; MASSON, E.; ROUAS, A. Mandibular ridge expansion using a horizontal bone-splitting technique and synthetic bone substitute: an alternative to bone block grafting? **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 29, n. 1, p. 135-140, jan-fev, 2014.
71. ELNAYEF, B.; MONJE, A.; LIN, G.H.; GARGALLO-ALBIOL, J.; CHAN, H.L.; WANG, H.L.; HERNÁNDEZ-ALFARO, F. Alveolar ridge split on horizontal bone augmentation: a systematic review. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 30, n. 3, p. 596-606, maio-jun, 2015.
72. ERGUN, G.; NAGAS, I.C.; YILMAZ, D.; OZTURK, M. Prosthetic rehabilitation of edentulous ridges following alveolar distraction osteogenesis: clinical report of three cases. **J. Oral Implantol.**, v. 37 Spec No, p. 183-191, mar 2011.
73. ESPOSITO, M.; CANNIZARRO, G.; SOARDI, E.; PELLEGRINO, G.; PISTILLI, R.; FELICE, P. A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 4, n. 4, p. 301-311, 2011a.
74. ESPOSITO, M.; PELLEGRINO, G.; PISTILLI, R.; FELICE, P. Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomised clinical trial. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 4, n. 1, p. 21-30, 2011b.
75. FALK, H.; LAURELL, L.; LUNDGREN, D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 1, p. 55-62, 1989.
76. FAVERANI, L. P.; BARÃO, V.A.; RAMALHO-FERREIRA, G.; DELBEN, J.A.; FERREIRA, M.B.; GARCIA JÚNIOR, I.R.; ASSUNÇÃO, W.G. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. **Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.**, v. 37, p. 164-170, abr, 2014.
77. FAVOT, L. M.; BERRY-KROMER, V.; HABOUSSI, M.; THIEBAUD, F.; BEN ZINEB, T. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. **J. Dent.**, v. 42, n. 3, p. 287-297, mar, 2014.
78. FAYSAL, U.; CEM, S. B.; ATILLA, S. Effects of different consolidation periods on bone formation and implant success in alveolar distraction osteogenesis: a clinical study. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, v. 41, n. 3, p. 194-197, abr, 2013.

79. FAZI, G.; TELLINI, S.; VANGI, D.; BRANCHI, R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 752-759, jul-ago, 2011.
80. FEINE, J. S.; DE GRANDMONT, P.; BOUDRIAS, P.; BRIEN, N.; LAMARCHE, C.; TACHÉ, R.; LUND, J.P. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. **J. Dent. Res.**, v. 73, n. 5, p. 1105-1111, maio, 1994.
81. FELICE, P.; CHECCHI, V.; PISTILLI, R.; SCARANO, A.; PELLEGRINO, G.; ESPOSITO, M. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 2, n. 4, p. 267-281, 2009.
82. FELICE, P.; LIZIO, G.; CHECCHI, L. Alveolar distraction osteogenesis in posterior atrophic mandible: a case report on a new technical approach. **Implant Dent.**, v. 22, n. 4, p. 332-338, ago, 2013.
83. FELLIPA, C. **Lecture 1- Stress in 3D**. In: FELLIPA, C. Introduction to Aerospace Structures (ASEN 3112) - Fall 2015 Department of Aerospace Engineering Sciences University of Colorado at Boulder. 2015.
Disponível em:
<http://www.colorado.edu/engineering/CAS/courses.d/Structures.d/IASST.Lect01.d/IASST.Lect01.Slides.pdf> Acesso em: 1 nov. 2015.
84. FERNANDEZ, J.W.; PANDY, M.G. Integrating modelling and experiments to assess dynamic musculoskeletal function in humans. **Exp. Physiol.**, v. 91, n. 2, p. 371-382, mar, 2006.
85. FERRARI, M.; VICHI, A.; ZARONE, F. Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. **Dent. Mater.**, v. 31, n. 3, p. e63-76, mar, 2015.
86. FERREIRA, M. B. BARÃO, V.A.; FAVERANI, L.P.; HIPÓLITO, A.C. ASSUNÇÃO, W.G. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. **Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.**, v. 35, p. 92-99, fev, 2014a.
87. FERREIRA, M.B.; BARÃO, V.A.; DELBEN, J.A.; FAVERANI, L.P.; HIPÓLITO, A.C.; ASSUNÇÃO, W.G. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. **Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.**, v. 38, p. 306-314, maio, 2014b.

88. FERRIGNO, N.; LAURETI, M. Surgical advantages with ITI TE implants placement in conjunction with split crest technique. 18-month results of an ongoing prospective study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 16, n. 2, p. 147-155, abr, 2005.
89. FLANAGAN, D.; ILIES, H.; LASKO, B.; STACK, J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. **J. Oral Implantol.**, v.35, n.6, p.270-276, 2009.
90. FROST, H.M. Bone's mechanostat: a 2003 update. **Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol.**, v.275, n.2, p.1081-1101, dec, 2003.
91. FUNAKI, K.; TAKAHASHI, T.; YAMUCHI, K. Horizontal alveolar ridge augmentation using distraction osteogenesis: comparison with a bone-splitting method in a dog model. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 107, n. 3, p. 350-358, mar, 2009.
92. GALLI, C.; PASSERI, G.; MACALUSO, G.M. Osteocytes and WNT: the mechanical control of bone formation. **J. Dent. Res.**, v.89, n.4, p.331-343, abr, 2010.
93. GARG, A. K. The use of osteotomes: a viable alternative to traditional drilling. **Dent. Implantol. Update**, v. 13, n. 5, p. 33-40, maio, 2002.
94. GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.6, p.585-598, jun, 2001.
95. GONDA, T.; YASUDA, D, IKEBE, K.; MAEDA, Y. Biomechanical factors associated with mandibular cantilevers: analysis with three-dimensional finite element models. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 29, n. 6, p. e275-282, nov-dez, 2014.
96. GONZALEZ, J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. **Open Dent. J.**, v. 8, p. 85-94, maio, 2014.
97. GRANDI, T.; GUAZZI, P.; SAMARANI, R.; GRANDI, G. Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 5, n. 3, p. 277-285, 2012.

98. GURGEL-JUAREZ, N.C.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS, A.C., JR.; ANCHIETA, R.B.; DE VARGAS, L.C.; KINA, S.; FRANCA, F.M. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. **J. Prosthodont.** v.21, n.3, p.160-166, abr, 2012.
99. HANNAM, A.G. Current computational modelling trends in craniomandibular biomechanics and their clinical implications. **J. Oral Rehabil.**, v. 38, n. 3, p. 217-234, mar, 2011.
100. HASAN, I.; HEINEMANN, F.; AITLAHRACH, M.; BOURAUUEL, C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. **Biomed. Tech. (Berl)**, v.55, n.6, p.341-350, dez, 2010.
101. HERNANDEZ-ALFARO, F.; SANCHO-PUCHADES, M.; GUIJARRO-MARTINEZ, R. Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 28, n. 1, p. 241-251, jan-fev, 2013.
102. HSU, J.T.; HUANG, H.L.; TSAI, M.T.; FUH, L.J.; TU, M.G. Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 69, n. 5, p. 1320-1328, maio, 2011.
103. HU, K.; WANG, C.; ZHANG, X. High pressure may inhibit periprosthetic osteogenesis. **J. Bone Miner. Metab.**, v.28, n.3, p.289-298, maio, 2010.
104. HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J.; TU, M.G.; KO, C.C.; SHEN, Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. **J. Dent.**, v.36, n.6, p.409-417, jun, 2008.
105. HUDIEB, M.; KASUGAI, S. Biomechanical effect of crestal bone osteoplasty before implant placement: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 40, n. 2, p. 200-206, fev, 2011.
106. INOU, N.; IIOKA, Y.; FUJIWARA, H.; MAKI, K. **Functional adaptation of mandibular bone.** In: HAYASHI, K.; ISHIKAWA, H. Computational Biomechanics. Tokyo: Springer-Verlag, 1996. p. 23–42.
107. IPLIKCIOGLU, H.; AKCA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. **J. Dent.**, v.30, n.1, p.41-46, jan, 2002.

108. ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin. Oral Implants Res.**, v.17, n.S2, p.8-18, out, 2006.
109. JAWORSKI, M.E.; MELO, A.C.; PICHETH, C.M.; SARTORI, I.A. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.27, n.5, p.1091-1095, set-out, 2012.
110. JENSEN, O. **Alveolar Distraction Osteogenesis**. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co Ltd; 2002.
111. JENSEN, O.T.; CULLUM, D.R.; BAER, D. Marginal bone stability using 3 different flap approaches for alveolar split expansion for dental implants: a 1-year clinical study. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 67, n. 9, p. 1921-1930, set, 2009.
112. JONES, A.C.; WILCOX, R.K. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. **Med. Eng. Phys.**, v. 30, n. 10, p. 1287-1304, dez, 2008.
113. JURAN, C.M.; DOLWICK, M.F.; MCFETRIDGE, P. S. Shear mechanics of the TMJ disc: relationship to common clinical observations. **J. Dent. Res.**, v. 92, n. 2, p. 193-198, fev, 2013.
114. KANBARA, R.; NAKAMURA, Y.; OCHIAI, K.T.; KAWAI, T.; TANAKA, Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. **Dent. Mater. J.**, v.31, n.2, p.297-308, mar, 2012.
115. KAYABAŞI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. **Adv. Eng. Soft.**, v.37, n.10, p.649-658, out, 2006.
116. KHONGSHEI, A.; BANERJEE, S.; GUPTA, T.; BANERJEE, A. Implant supported prosthesis after ridge augmentation procedure by distraction osteogenesis for atrophic mandible. **J. Indian Prosthodont. Soc.**, v. 13, n. 4, p. 617-620, dez, 2013.
117. KIM, K.S.; LIM, Y.J.; KIM, M.J.; KWON, H.B.; YANG, J.H.; LEE, J.B.; YIM, S.H. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. **Clin. Oral Implants Res.** v.22, n.8, p.834-839, ago, 2011.

118. KIM, S.; KIM, S.; CHOI, H.; WOO, D.; PARK, Y.B.; SHIM, J.S.; KIM, H.S.; LEE, K.W. A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 29, n. 2, p. e155-164, mar-abr, 2014.
119. KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, v.75, n.2, p.457-463, nov, 2005.
120. KOHAL, R.J.; PAPAVALIIOU, G.; KAMPOSIOIRA, P.; TRIPODAKIS, A.; STRUB, J.R. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 2, p. 189-194, mar-abr, 2002.
121. KOOLSTRA, J.H.; TANAKA, E. Tensile stress patterns predicted in the articular disc of the human temporomandibular joint. **J. Anat.**, v. 215, n. 4, p. 411-416, out, 2009.
122. KORIOH, T.W.; VERSLUIS, A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.** v.8, n.1, p.90-104, 1997.
123. KOYAMA, Y.; MITSUI, N.; SUZUKI, N.; YANAGISAWA, M.; SANUKI, R.; ISOKAWA, K.; SHIMIZU, N.; MAENO, M. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. **Arch. Oral Biol.**, v.53, n.5, p.488-496, maio, 2008.
124. KREKMANOV, L.A modified method of simultaneous bone grafting and placement of endosseous implants in the severely atrophic maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 6, p. 682-688, nov-dez, 1995.
125. KUMAR, K.A.; MASROM, A.K.; PATIL, K.; KUNUSOTH, R.; BEGUM, F.; VENKATESH, V. Evaluation of Vertical Bone Gain Following Alveolar Distraction Osteogenesis in the Anterior Edentulous Mandible: A Clinical Study. **J. Maxillofac. Oral Surg.**, v. 13, n. 4, p. 539-545, dez, 2014.
126. KUOPPALA, R.; KAINULAINEN, V.T.; KORPI, J.T.; SÁNDOR, G.K.; OIKARINEN, K.S.; RAUSTIA, A. Outcome of treatment of implant-retained overdenture in patients with extreme mandibular bone resorption treated with bone grafts using a modified tent pole technique. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 71, n. 11, p. 1843-1851, nov, 2013.

127. LAI, C.H.; LIDDELL, H.M. A review of parallel finite element methods on the DAP. **Appl. Math. Modelling**, v. 11, n. 5, p. 330-340, 1987.
128. LEE, J.S.; LIM, Y.J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v. 16, n. 11, p. 1143-1149, nov, 2013.
129. LEMUS, L.M.; ALMAGRO, Z.; LEÓN, C. Origen y evolución de los implantes dentales. **Rev. Hab. Cienc. Méd.**, v.8, n.4, out-nov, 2009.
130. LI, T.; ZHANG, Y.; SHAO, B.; GAO, Y.; ZHANG, C.; CAO, Q.; KONG, L. Partially Biodegradable Distraction Implant to Replace Conventional Implants in Alveolar Bone of Insufficient Height: A Preliminary Study in Dogs. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1111/cid.12229>
131. LIAO, SH.; TONG, RF.; DONG, JX. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. **Comput. Methods Programs Biomed.**, v.88, n.3, p.197-209, dez, 2007.
132. LIMBERT, G.; VAN LIERDE, C.; MURARU, OL.; WALBOOMERS, XF.; FRANK, M.; HANSSON, S.; MIDDLETON, J.; JAECQUES, S. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. **J. Biomech.**, v.43, n.7, p.1251-1261, maio, 2010.
133. LIN, C.H.; KUO, Y.C.; LIN, T.S. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical response in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. **Biomed. Eng. Appl. Basis Comm.**, v.17, n.1, p.44-49, fev, 2005.
134. LIN, C.L.; LIN, Y.H.; CHANG, S.H. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. **J. Biomech.**, v.43, n.4, p.644-651, mar, 2010.
135. LIN, D.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v.2, n.5, p.410-432, out, 2009.
136. LINKEVICIUS, T.; VAITELIS, J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 26 Suppl 11, p. 139-147, set, 2015.

137. LOUIS, P.J. Vertical ridge augmentation using titanium mesh. **Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.**, v. 22, n. 3, p. 353-368, ago, 2010.
138. LU, S.; LI, T.; ZHANG, Y.; LU, C.; SUN, Y.; ZHANG, J.; XU, D. Biomechanical optimization of the diameter of distraction screw in distraction implant by three-dimensional finite element analysis. **Comput. Biol. Med.**, v. 43, n. 11, p. 1949-1954, nov, 2013.
139. MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J. Oral Rehabil.**, v.33, n.1, p.75-8, jan, 2006.
140. MAMPILLY, M.O.; RAO, L.P.; SEQUIERA, J.; RAO, B.H.; CHANDRA, J.; RAI, G. Rehabilitation of edentulous atrophic anterior mandible - the role of vertical alveolar distraction osteogenesis. **J. Clin. Diagn. Res.**, v. 8, n. 11, p. ZR01-3, nov, 2014.
141. MANI, V.; SIVAPRASAD, K.K.; GEORGE, A; SANKAR VINOD, V.; MATHEW, M.; PAUL, S. Hybrid Implant: A Novel Implant System. **J. Maxillofac. Oral Surg.**, v. 14, n. 3, p. 720-727, set, 2015.
142. MATTESON, J.L.; GREENSPAN, D.C.; TIGHE, T.B.; GILFOY, N.; STAPLETON, J.J. Assessing the hierarchical structure of titanium implant surfaces. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.33462>
143. MAZZONETTO, R.; ALLAIS, M.; MAURETTE, P.E.; MOREIRA, R.W. A retrospective study of the potential complications during alveolar distraction osteogenesis in 55 patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 36, n. 1, p. 6-10, jan, 2007.
144. MCALLISTER, B.S.; GAFFANEY, T.E. Distraction osteogenesis for vertical bone augmentation prior to oral implant reconstruction. **Periodontol.** 2000, v. 33, p. 54-66, 2003.
145. MELO, M.D.; SHAFLE, H.; OBEID, G. Implant survival rates for oral and maxillofacial surgery residents: a retrospective clinical review with analysis of resident level of training on implant survival. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v.64, n.8, p.1185-1189, ago, 2006.

146. MENONI, A.; BERNARDELLO, F.; SPINATO, S.; ZAFFE, D. Full-arch vertical reconstruction of an extremely atrophic mandible with "box technique". A novel surgical procedure: a clinical and histologic case report. **Implant. Dent.**, v. 22, n. 1, p. 2-7, fev, 2013.
147. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; OZDEN, A.U. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. **Acta Odontol. Scand.**, v.69, n.6, p.374-384, nov, 2011.
148. MERICSKE-STERN, R. Prosthetic considerations. **Aust. Dent. J.**, v. 53 Suppl 1, p. S49-59, jun, 2008.
149. MERTENS, C.; STEVELING, H.G.; SEEBERGER, R.; HOFFMANN, J.; FREIER, K. Reconstruction of severely atrophied alveolar ridges with calvarial onlay bone grafts and dental implants. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 15, n. 5, p. 673-683, out, 2013.
150. MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.15, n.4, p.519-526, jul-ago, 2000.
151. MILINKOVIC, I.; CORDARO, L. Are there specific indications for the different alveolar bone augmentation procedures for implant placement? A systematic review. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 43, n. 5, p. 606-625, maio, 2014.
152. MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent.**, v. 8, n. 4, p. 376-386, 1999.
153. MISCH, C.M. Maxillary autogenous bone grafting. **Dent. Clin. North Am.**, v. 55, n. 4, p. 697-713, out, 2011.
154. MONTERO, J.; BRAVO, M.; GUADILLA, Y.; PORTILLO, M.; BLANCO, L.; ROJO, R.; ROSALES-LEAL, J.I.; LOPEZ-VALVERDE, A. Comparison of Clinical and Histologic Outcomes of Zirconia Versus Titanium Implants Placed in Fresh Sockets: A 5-Month Study in Beagles. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.3668>
155. MORAND, M.; IRINAKIS, T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. **J. Oral Implantol.**, v. 33, n. 5, p. 257-266, 2007.

156. MOSES, O.; NEMCOVSKY C.E.; LANGER, Y.; TAL, H. Severely resorbed mandible treated with iliac crest autogenous bone graft and dental implants: 17-year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 6, p.1017-1021, nov-dez, 2007.
157. MULLENDER, M.G.; HUISKES, R.; WEINANS, H. A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process. **J. Biomech.**, v.27, n.11, p.1389-1394, nov, 1994.
158. NISHIOKA, R.S.; DE VASCONCELLOS, L.G.; DE MELO NISHIOKA, L.N. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. **Implant Dent.**, v.18, n.6, p.512-520, dez, 2009.
159. NORTON, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, v.8, n.4, p.290-298, ago, 1997.
160. O'MAHONY, A.M.; WILLIAMS, J.L.; KATZ, J.O.; SPENCER, P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin. Oral Implants Res.**, v.11, n.5, p.415-421, out, 2000.
161. O'MAHONY, A.M.; WILLIAMS, J.L.; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.6, p.648-657, dez, 2001.
162. OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont. Res.**, v.54, n.3, p.133-142, jul, 2010.
163. OLIVEIRA, E.J. **Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados**. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro Ltda., 1997. p.29-65.
164. OSMAN, R.B.; ELKHADEM, A.H.; MA, S.; SWAIN, M.V. Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 28, n. 5, p. e198-208, set-out 2013.
165. OZDEMIR DOGAN, D.; POLAT, N.T.; POLAT, S.; SEKER, E.; GUL, E.B. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 16, n. 4, p. 501-510, ago, 2014.

166. PACHAURI, P.; BATHALA, L.R.; SANGUR, R. Techniques for dental implant nanosurface modifications. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 6, n. 6, p. 498-504, dez, 2014.
167. PADHYE, O.V.; HEREKAR, M.; PATIL, V.; MULANI, S.; SETHI, M.; FERNANDES, A. Stress Distribution in Bone and Implants in Mandibular 6-Implant-Supported Cantilevered Fixed Prosthesis: A 3D Finite Element Study. **Implant Dent.**, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0000000000000300>
168. PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; DE MORAES, S.L.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; DE CARVALHO, P.S.; NORITOMI, P.Y. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. **J. Oral Implantol.**, v. 39, n. 4, p. 425-431, 2013.
169. PEREL, M.L. Endodontics or implants: is it that simple? **Implant. Dent.** v.15, n. 2, p. 111, jun, 2006.
170. PESQUEIRA, A.; GOIATO, M.; GENNARI-FILHO, H.; MONTEIRO, D.; DOS SANTOS, D.; HADDAD, M.; PELLIZZER, E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. **J. Oral Implantol.**, 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.1>
171. PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JUNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.12, n.3, p.219-234, set, 2010.
172. PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.16, n.4, p.486-494, ago, 2005.
173. PIERRISNARD, L.; RENOUARD, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.5, n.4, p.254-262, 2003.

174. PISTILLI, R.; FELICE, P.; PIATTELLI, M.; GESSAROLI, M.; SOARDI, E.; BARAUSSE, C.; BUTI, J.; CORVINO, V. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomised controlled trial. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 6, n. 4, p. 343-357, 2013.
175. POLI, P.P.; BERETTA, M.; CICCÌ, M.; MAIORANA, C. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh. A retrospective clinical study. **Open Dent. J.**, v. 8, p. 148-158, 2014.
176. PRADO, F.B.; ROSSI, A.C.; FREIRE, A.R.; FERREIRA CARIA P.H. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. **Indian J. Dent. Res.**, v. 25, n. 3, p. 390-397, 2014.
177. QIAN, L.; TODO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.24, n.5, p.877-886, set-out, 2009.
178. RAHPEYMA, A.; KHAJEHAHMADI, S.; HOSSEINI, V. R. Lateral ridge split and immediate implant placement in moderately resorbed alveolar ridges: How much is the added width? **Dent. Res. J. (Isfahan)**, v. 10, n. 5, p. 602-608, set, 2013.
179. REDDY, J.N. **An introduction to the finite element method**. 2º ed. New York: McGraw Hill, 1993. p.3-16.
180. REHMAN, D.E.; SARWATH, S.; NIGAR, S. Association between changes in the angle of mandible and reduced bone mineral density. **J. Coll. Physicians Surg. Pak.**, v. 25, n. 2, p. 87-90, fev, 2015.
181. RENOUEAU, F.; NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin. Oral Implant Res.**, v.17, n.S2, p.35-51, out, 2006.
182. RIEGER, M.R.; Fareed, K.; Adams, W.K.; Tanquist. R.A. Bone stress distribution for three endosseous implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 61, n. 2, p. 223-228, fev, 1989.
183. ROMANOS, G. **Immediate Loading of Endosseous Implants in the Posterior Area of the Mandible**. Berlin: Quintessence Books, 2005.

184. ROSENTRITT, M.; HAGEMANN, A.; HAHNEL, S.; BEHR, M.; PREIS, V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. **J. Dent.**, v. 42, n. 8, p. 1019-1026, ago, 2014.
185. SAAB, X.E.; GRIGGS, J.A.; POWERS, J.M.; ENGELMEIER, R.L. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, v.97, n.2, p.85-92, fev, 2007.
186. SADOWSKY, S.J.; HANSEN, P.W. Evidence-based criteria for differential treatment planning of implant restorations for the mandibular edentulous patient. **J. Prosthodont.**, v. 23, n. 2, p. 104-111, fev, 2014.
187. SALLES, M.A.E.; ALVES, C.M.; BONACHELA, W.C.; ROSSETTI, P.H.O. Análise das características atuais de dentes artificiais empregados em prótese do tipo Overdenture e protocolo sobre implantes. **Innov. implant. J.**, v. 2, n. 4, p. 32-44, dez, 2007.
188. SALVI, G.E.; LANG, N.P. Changing paradigms in implant dentistry. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, v.12, n.3, p.262- 272, 2001.
189. SANT, S.; JAGTAP, A. Alveolar distraction osteogenesis: revive and restore the native bone. **J. Prosthodont.**, v. 18, n. 8, p. 694-697, dez, 2009.
190. SANTIAGO JUNIOR, J.F.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; DE CARVALHO, P.S. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. **Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.**, v. 33, n. 8, p. 4700-4714, dez, 2013.
191. SCHENK, R.K.; BUSER, D. Osseointegration: a reality. **Periodontol. 2000**, v. 17, p. 22-35, jun, 1998.
192. SCHWARZ M.S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.11, p.S156-158, 2000.
193. SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.1, p.19-27, jan-fev, 1997.
194. SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILICARSLAN, M.A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J. Prosthet. Dent.**, v.93, n.3, p.227-234, mar, 2005.

195. SIEGELE, D.; SOLTESZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 4, p. 333-340, 1989.
196. SILVA, E.F.; PELLIZZER, E.P.; VILLA, L.M.R.; MAZARO, J.V.Q.; VEDOVATTO, E.; VERRI, F.R. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição do estresse. **Implant News**, v.4, n.5, p.549-554, 2007.
197. SIVAN-GILDOR, A.; MACHTEI, E.E.; GABAY, E.; FRANKENTHAL, S.; LEVIN, L.; SUZUKI, M.; COELHO, P.G.; ZIGDON-GILADI, H. Novel implant design improves implant survival in multirrooted extraction sites: a preclinical pilot study. **J. Periodontol.**, v. 85, n. 10, p. 1458-1463, out, 2014.
198. SOHN, D.S.; LEE, H.J.; HEO, J.U.; MOON, J.W.; PARK, I.S.; ROMANOS, G.E. Immediate and delayed lateral ridge expansion technique in the atrophic posterior mandibular ridge. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 68, n. 9, p. 2283-2290, set, 2010.
199. SOLIDWORKS. Comprensión del análisis no lineal. Informe técnico. 2011. Disponível em:
<<http://soluciones.ibermatica.com/vdoc/resource/filecenter/document/042-000025-00/1.0%20Análisis%20no%20lineal>> Acesso em: 27, out. 2015.
200. STELLINGSMA, C.; VISSINK, A.; MEIJER, H.J.; KUIPER, C.; RAGHOEBAR, G.M. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, v. 15, n. 4, p. 240-248, jul, 2004.
201. STIMMELMAYR, M.; GÜTH J.F.; SCHLEE, M.; BEUER, F. Vertical ridge augmentation using the modified shell technique--a case report. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 72, n. 2, p. 286-291, fev, 2014.
202. SZMUKLER-MONCLER, S.; SALAMA, H.; REINGEWIRTZ, Y.; DUBRUILLE, J.H. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 43, n. 2, p. 192-203, 1998.
203. TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.18, n.3, p.357-368, maio-jun, 2003.

204. TANAKA, E.; VAN EIJDEN, T. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, v. 14, n. 2, p. 138-150, 2003.
205. TANG, C.B.; LIU, S.Y.; ZHOU, G.X.; YU, J.H.; ZHANG, G.D.; BAO, Y.D.; WANG, Q.J. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. **Int. J. Oral Sci.**, v.15, n.4, p.101-108, jun, 2012.
206. TAYLOR, W.R.; ROLAND, E.; PLOEG, H.; HERTIG, D.; KLABUNDE, R.; WARNER, M.D.; HOBATHO, M.C.; RAKOTOMANANA, L.; CLIFT, S.E. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. **J. Biomech.**, v.35, n.6, p.767-773, jun, 2002.
207. TELLES, D.; HOLLWEG, H.; CASTELLUCCI, L.; COELHO, A.B. **Prótese total fixa tipo protocolo.** p. 160-178, 2013. Disponível em: <http://www.dgo.cbmerj.rj.gov.br/documentos/cepo/ProfdanieltellescapituloVIII.pdf>.
208. TORSIGLIERI, T.; RATH, S.; RAU, A.; DEPPE, H.; HÖLZLE, F.; STEINER, T. Stability of edentulous, atrophic mandibles after insertion of different dental implants. A biomechanical study. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, v. 43, n. 5, p. 616-623, jun, 2015.
209. TRIACA, A.; BRUSCO, D.; ASPERIO, P.; GUIJARRO-MARTINEZ, R. New perspectives in the treatment of severe mandibular atrophy: "double sandwich" osteotomy. **Br. J. Oral Maxillofac. Surg.**, 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bjoms.2014.04.013>.
210. TRIVEDI, S. Finite element analysis: A boon to dentistry. **J. Oral Biol. Craniofac. Res.**, v. 4, n. 3, p. 200-203, set-dez, 2014.
211. TSUGE, T.; HAGIWARA, Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent. Mater. J.**, v.28, n.4, p.373-381, jul, 2009.
212. TURKYILMAZ, I.; JONES, J. D. Long term success of 6 implants supporting a mandibular screw-retained fixed dental prosthesis: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, v. 107, n. 5, p. 280-283, maio, 2012.
213. TURNER, C.H.; RHO, J.; TAKANO, Y.; TSUI, T.Y.; PHARR, G.M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. **J. Biomech.**, v.32, n.4, p.437-441, abr, 1999.

214. UCKAN, S.; OGUZ, Y.; BAYRAM, B. Comparison of intraosseous and extraosseous alveolar distraction osteogenesis. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 65, n. 4, p. 671-674, abr, 2007.
215. VAIRO, G.; SANNINO, G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. **Comput. Math. Methods Med.**, p. 250929, 2013. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1155/2013/250929>.
216. VAN BRAKEL, R.; MEIJER, G.J.; DE PUTTER, C.; VERHOEVEN, J.W.; JANSEN, J.; CUNE, M.S. The association of clinical and microbiologic parameters with histologic observations in relatively healthy peri-implant conditions- a preliminary short-term in vivo study. **Int. J. Prosthodont.**, v. 27, n. 6, p. 573-576, nov-dez, 2014.
217. VAN BRAKEL, R.; MEIJER, G.J.; VERHOEVEN, J.W.; JANSEN, J.; DE PUTTER, C.; CUNE, M.S. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: an in vivo within-subject comparison. **J. Clin. Periodontol.**, v. 39, n. 10, p. 995-1001, out, 2012.
218. VAN STEENBERGHE, D.; JOHANSSON, C.; QUIRYNEN, M.; MOLLY, L.; ALBREKTSSON, T.; NAERT, I. Bone augmentation by means of a stiff occlusive titanium barrier. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 1, p. 63-71, fev, 2003.
219. VICECONTI, M.; OLSEN, S.; NOLTE, L.P.; BURTON, K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. **Clin. Biomech. (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 5, p. 451-454, jun, 2005.
220. WENZ, H.J.; BARTSCH, J.; WOLFART, S.; KERN, M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. **Int. J. Prosthodont.**, v. 21, n. 1, p. 27-36, jan-fev, 2008.
221. WILLIAMS, K.R.; WATSON, C.J.; MURPHY, W.M.; SCOTT, J.; GREGORY, M.; SINOBAD, D. 1990. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v.21, n.7, p.563-570, jul, 1990.
222. XIAO, J. R.; LI, Y.F.; GUAN, S.M.; SONG, L.; XU, L.X.; KONG, L. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 69, n. 7, p. e273-281, jul, 2011.
223. XINGHUA, Z.; H.E.G.; DONG, Z.; BINGZHAO, G. A study of the effect of non-

- linearities in the equation of bone remodeling. **J. Biomech.**, v.35, n.7, p.951-960, jul, 2002.
224. YAMADA, Y.; HARA, K.; NAKAMURA, S.; UEDA, M.; ITO, K.; NAGASAKA, T. Minimally invasive approach with tissue engineering for severe alveolar bone atrophy case. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 42, n. 2, p. 260-263, fev 2013.
225. YADAV, P. Head and neck reconstruction. **Indian J. Plast. Surg.**, v. 46, n. 2, p. 275-282, maio, 2013.
226. YIN, X.; ZHANG, C.; HZE-KHOONG, E.P.; SHEN, S.; XU, L. Influence of periosteal coverage on the osteointegration and stability of dental implant distractors. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 24, n. 7, p. 826-830, jul, 2013.
227. YOUSEF, H.; LUKE, A.; RICCI, J.; WEINER, S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. **Implant. Dent.**, v.14, n.4, p.378-82, dez, 2005.
228. ZAKARIA, O.; KON, K.; KASUGAI, S. Evaluation of a biodegradable novel periosteal distractor. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, v. 100, n. 3, p. 882-889, abr, 2012.
229. ZAKHARY, I.E.; EL-MEKKAWI, H.A.; ELSALANTY, M.E. Alveolar ridge augmentation for implant fixation: status review. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.**, v. 114, n. 5 Suppl, p. S179-189, nov, 2012.
230. ZHENG, L.; YANG, J.; HU, X.; LUO, J. Three dimensional finite element analysis of a novel osteointegrated dental implant designed to reduce stress peak of cortical bone. **Acta Bioeng. Biomech.**, v. 16, n. 3, p. 21-28, 2014.
231. ZHEREBTSOV, S.; SALISHCHEV, G.; GALEYEV, R.; MAEKAWA, K. Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Titanium Alloy with Submicrocrystalline Structure Produced by Severe Plastic Deformation. **Mater. Trans.**, v. 46, n. 9, p. 2020-2025, 2005.

9 Aplicação clínica

Para o posicionamento do implante experimental desenvolvido deve ser realizada corticotomia no rebordo, com broca esférica ou piezo elétrico, até alcançar a profundidade de aproximadamente 2mm para eliminação do osso cortical superficial. Posteriormente, um dispositivo de liga de titânio tipo V com 3,12 mm de altura, 7,6mm de comprimento e 1,58mm de largura (fig. 34), deve ser acoplado ao implante para posicionamento no local de inserção. Este dispositivo deve se adaptar passivamente no interior do implante, não apresenta roscas nem superfícies que possam criar retenção excessiva ou deformação na superfície interna do implante durante o procedimento de inserção (figs. 34 e 35).

Figura 34- Dispositivo para inserção do implante.

Figura 35- Dispositivo posicionado no implante. A) Vista frontal interna e B) Vista látero frontal.

Após o posicionamento do implante no local da corticotomia, é realizado o martelamento no dispositivo de inserção até a superfície do implante ficar ao nível da cortical externa. Devido à geometria piramidal, durante a inserção, o implante atuará como expensor das corticais lingual e vestibular, aumentando horizontalmente a largura do osso receptor. A seguir, o dispositivo de inserção deve ser retirado cuidadosamente e o implante ficará submerso no osso, sem carga imediata ou precoce, durante o período de osseointegração. Este implante experimental seria contraindicado para casos com carga imediata.

10 Apêndice

Modelos Preliminares

Os resultados dos modelos preliminares com diferentes materiais de implante e espessura do osso cortical são apresentados nas tabelas 5-8.

Tabela 5 - Valores de tensão nos modelos com implantes de titânio e 2mm de osso cortical (MPa).

Tensões	Superficial	Axial	Oblíqua 30°	Oblíqua 45°	Mista
Máx. Principal	18,2**	18,31**	26,71	16,41**	16,32**
Min. Principal	-54,46**	-32,32**	-60,54	-54,9	-35,24**
Von Mises imp.	47,67**	139,9**	523,4**	421,8**	125,7**
Von Mises pilar	____*	363,6**	654,2	519,1	335,1

* Não houve posicionamento dos componentes neste modelo; * * Máxima real observada

Tabela 6 - Valores de tensão nos modelos com implantes de titânio e 1mm de osso cortical (MPa).

Tensões	Superficial	Axial	Oblíqua 30°	Oblíqua 45°	Mista
Máx. Principal	32,07	32,97**	24,5	13,91**	30,31
Min. Principal	-41,2	-35,45*	-88,33	-82,24	-35,19
Von Mises imp.	76,7	111,7**	437,2**	323,1**	125,4
Von Mises pilar	____*	362,9*	699,5	516,9	334,4

* Não houve posicionamento dos componentes neste modelo; * * Máxima real observada

Tabela 7 - Valores de tensão nos modelos com implantes de zircônia e 2mm de osso cortical (MPa).

Tensões	Superficial	Axial	Oblíqua 30°	Oblíqua 45°	Mista
Máx. Principal	11,24	21,2	19,92	14,31	16,26
Min. Principal	-26,32	-32,19	-64,79	-60,97	-27,61
Von Mises imp.	49,96	143,6	447,8**	393,6	129,0
Von Mises pilar	____*	430,6	716,5	536,7	257,9

* Não houve posicionamento dos componentes neste modelo; * * Máxima real observada

Tabela 8 - Valores de tensão nos modelos com implantes de zircônia e 1mm de osso cortical (MPa).

Tensões	Superficial	Axial	Oblíqua 30°	Oblíqua 45°	Mista
Máx. Principal	35,36	35,56	18,54	20,76	27,78
Min. Principal	-40,87	-41,11	-91,11	-85,53	-50,76
Von Mises imp.	57,67	143,3	494,1	390,7	128,7
Von Mises pilar	_____*	257,9	673,7	461,7	214,4

*Não houve posicionamento dos componentes neste modelo;

Foi observado, em geral, os maiores valores de tensão no osso, implantes e pilares, em todos os modelos com aplicação da força em 30° na direção vestibulo-lingual. A espessura de osso cortical nos modelos com implantes de titânio não influenciou nos valores de tensão das estruturas analisadas. O tipo de material também não influenciou nas tensões das estruturas analisadas. Os modelos com implantes de zircônia e espessura de osso cortical de 1mm apresentaram os maiores valores de tensão no osso. Contudo, as tensões no osso, em todos os modelos analisados, estavam dentro do limite fisiológico. As tensões equivalentes de Von Mises nos implantes e pilares também estão dentro dos valores suportados por cada material (Tabelas 5-8).

Vários modelos (fig. 36) apresentaram elevada concentração de tensões máxima e mínima principais no osso adjacente às arestas em ângulo de 90° do implante. Foi realizado o arredondando das arestas com o objetivo de reduzir a tensão nessas regiões e também para aumentar a superfície de contato com o osso cortical.

Figura 36- Geometria inicial. A) Compressão: modelo com 2mm de cortical, implante de titânio e carga de 45°; B) Tração: modelo com 1mm de cortical, implante de zircônia e carga de 45°; C) Compressão: modelo com 1mm de cortical, implante de zircônia e carga de 30°; D) Tração: modelo com 2mm de cortical, implante de zircônia e carga axial.

Quando a geometria do implante experimental foi testada com a prótese e a barra, aplicação da força muscular e condição de contorno fixada apenas nas regiões de segundo premolar e primeiro molar (Fig. 37A), foram detectadas inconsistências nos valores de deslocamento e tensões.

No modelo inicial, os valores de tensões máximas e mínimas principais no osso foram de 295 MPa e 550 MPa (fig. 38 A₁ e A₂), estando além dos limites suportados pela estrutura óssea, e com deslocamento acima de 10mm (fig. 39A), sendo esses fatores determinantes para necessidade de alteração de contorno.

Optou-se também por uma condição em que os côndilos não estivessem fixados em todas as direções mas com limitação de translação em direção à fossa glenoidea, simulando o movimento natural do côndilo em relação à articulação temporomandibular. Assim, no segundo modelo foi aplicada a condição de “compressão somente em compressão” (*compression only support*) nas regiões superior e posterior dos côndilos, de premolares e molares (fig. 37B), evidenciando redução dos níveis de deslocamento (fig. 39B) e das tensões máximas e mínimas

principais no osso (fig. 38B₁-B₂). Contudo, a restrição posterior do cêndilo se mostrou irrelevante (fig. 37C), sendo verificada diferena muito pequena entre os valores com e sem essa restrio (figs. 38C₁-C₂ e 39C). Devido a isso, foi utilizada apenas a condio de *compression only support* nas regiões superior dos cêndilos, de premolares e molares (fig. 39C).

Figura 37- Condiões de restrio dos modelos: A) molar e premolares; B) superior e posterior no cêndilo, molar e premolares; C) superior no cêndilo, molar e premolares.

Figura 38- Tensões máximas (1) e mínimas principais (2). Modelos: A) inicial; B) com restrições superior e posterior; C) restrição superior.

Figura 39- Deslocamento total.

A) Modelo inicial; B) Modelo com restrição superior e posterior; C) Modelo com apenas restrição superior.