
Hiskell F. Fernandes e Oliveira

***Influência dos tipos de ancoragem óssea na distribuição
de tensões em implantes cone morse em maxila anterior.
Estudo pelo método dos elementos finitos 3-D.***

Araçatuba – SP

2014

Hiskell F. Fernandes e Oliveira

Influência dos tipos de ancoragem óssea na distribuição de tensões em implantes cone morse em maxila anterior. Estudo pelo método dos elementos finitos 3-D.

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para obtenção do Título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

Araçatuba – SP

2014

Dedicalória

Com muito amor e carinho dedico este trabalho aos meus pais, Helenice e Amâncio, que sempre acreditaram na minha capacidade, e nunca mediram esforços para que eu pudesse realizar meus sonhos. Vocês me ensinaram a sempre agir com honestidade, e nunca desistir, independente das adversidades que eu encontrasse no caminho. Obrigada por me concederem a oportunidade de concretizar e encerrar mais uma etapa em minha vida, sem vocês nada disso seria possível.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por sempre iluminar o meu caminho e renovar a minha fé a cada dia.

Aos meus pais, meu irmão Rômulo, e toda minha família que pelo amor incondicional e por sempre me incentivarem e me ajudarem a superar as dificuldades durante esses anos.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, todo corpo docente e funcionários, por todo conhecimento e dedicação oferecida durante esses cinco anos, foram fundamentais para minha formação acadêmica.

Em especial ao meu orientador Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verrí por todo seu empenho em me conduzir pelos caminhos da pesquisa tornando possível a realização deste trabalho. Sou muito grata por seu apoio, paciência, ensinamentos, disponibilidade, atenção e incentivo.

Ao Prof. Ass. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro pelos ensinamentos e por ter aceitado o convite de fazer parte da banca examinadora. E ao Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer pela concessão da bolsa de iniciação científica durante a realização do projeto.

Aos meus amigos da pós-graduação Daniel, Joel, Victor, Carol, Cleídiel Aparecido, Adhara e Mari Vilela, pela disponibilidade de sempre me ajudar durante esses anos, e principalmente pela paciência.

À Nádia, Isabela e Talita que são desde que ingressei na faculdade meus exemplos, que me acolheram e ajudaram durante todo esse percurso. À Thaísa, Camila e Iana, que também me aturaram em todos os momentos.

Às minhas amigas Isadora, Maria Eduarda, Thairyne, Stela e Fernanda, que mesmo longe, nunca deixaram de estar presente na minha vida e nas minhas conquistas.

As amigas que fiz na faculdade e que vou levar pra vida inteira, Ana, Bruninha, Brudol, Píguí, Jessica e Marcela, pela amizade, cumplicidade e companheirismo durante todos os momentos.

Aos meus amigos Jarbas, Pedro, Jorge, Leandro, Eduardo, Orbato, Sílvio Augusto e Castor, também pela amizade, apoio, companheirismo e por poder contar com vocês em todos os momentos.

À professora Sandra Rahal, por todo conhecimento compartilhado e incentivo. Por ter me acolhido carinhosamente e se tornado além de uma grande amiga, uma mãe aqui em Araçatuba.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

"Desistir... eu já pensei seriamente nisso, mas nunca me levei realmente a sério; é que tem mais chão nos meus olhos do que o cansaço nas minhas pernas, mais esperança nos meus passos, do que tristeza nos meus ombros, mais estrada no meu coração do que medo na minha cabeça."

Cora Coralina

Oliveira HFF; Verri FR. Influência dos tipos de ancoragem óssea na distribuição de tensões em implantes cone morse em maxila anterior. Estudo pelo método dos elementos finitos 3-D. 34f. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

Resumo

A literatura tem sugerido a utilização de implantes cone Morse em regiões estéticas, visto que apresentam elevados índices de preservação de tecidos ao redor da região peri-implantar ao longo dos anos iniciais de acompanhamento. Além disso, técnicas cirúrgicas de expansão óssea representam possibilidades de colocação de implantes nesta área, apesar de estudos biomecânicos sobre o tema ainda serem escassos. Assim, este estudo teve como objetivo analisar o efeito biomecânico de próteses implantossuportadas utilizando implantes tipo cone Morse instalados em região de maxila anterior, variando-se o grau de ancoragem no tecido ósseo: a) colocação convencional, aquém da cortical óssea; b) bicorticalização c) levantamento do assoalho sinusal com a bicorticalização (“sinus lift”). Foi utilizada a metodologia de elementos finitos tridimensionais. O programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) foi utilizado para a modelagem do tecido ósseo e os programas Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e o SolidWorks 2011 (SolidWorksCorp, USA) para a modelagem final dos três modelos tridimensionais. Cada modelo foi constituído de um bloco ósseo, com a inserção de um implante cone Morse de 4,00 x 10 mm (Conexão Sistema de Prótese, Ltda, São Paulo, Brasil) que receberam uma coroa metalocerâmica cimentada. Os modelos foram processados no programa de elementos finitos FEMAP v.10.2 (Siemens ProductLifecycle Management Software Inc.USA) onde foram geradas as malhas, restrições e aplicações de força, além da análise de pós-processamento. O carregamento aplicado foi de 178N, em ângulo de 0º, 30º e 60º em relação ao longo eixo do implante. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises para o implante, componentes e coroa, e Tensão Máxima Principal para o tecido ósseo. Os resultados obtidos através dos mapas de tensão von Mises mostraram que os modelos (A, B e C) possuem padrão de distribuição de tensões similares, embora em maior intensidade com o aumento da inclinação da força. Foi possível perceber maior alívio na região apical dos implantes representados pelo modelo B (bicorticalizado). Para os mapas de tensão máxima principal os modelos apresentaram padrões de distribuição semelhantes, aumentando conforme a inclinação da força, apesar da utilização das técnicas de bicorticalização tenderem ao acúmulo de cargas no tecido ósseo próximo ao ápice do implante. Conclui-se, dentro do limite desse estudo, que a técnica de bicorticalização parece ser mais vantajosa do ponto de vista biomecânico, para implantes cone morse em maxila anterior.

Palavras-chave: Implante dentário, análise de elemento finito, tecido ósseo

Oliveira HFF; Verri FR. Influence of bone anchorages in stress distribution to morse taper implants in the anterior maxilla. 34p. Study by 3-D finite element method.

Abstract

The literature has suggested the use of Morse taper implants in aesthetic areas, since they exhibit high levels of preservation of tissues around the peri-implant region over the initial years of follow-up. Surgical techniques of bone expansion represent possibilities of placing implants in this area, although biomechanical studies on the subject are still scarce. This study aimed to analyze the biomechanical effect of implant prosthetic anchorages using cone Morse type installed in the anterior region of the maxilla, varying the type of anchorage in bone tissue: a) conventional placement, remaining trabecular bone at the apex area; b) bicortical anchorage; c) "sinus floor lifting" with bicortical anchorage ("sinus lift"). The applied methodology was Three-Dimensional Finite Element Analysis. The software InVesalius (CTI, São Paulo, Brazil) was used for reconstruct and modeling the bone tissue and Rhinoceros 3D 4.0 programs (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks 2011 (SolidWorksCorp, USA) were used in the final modeling. Each model consisted of a bone block, with the insertion of an implant of Morse taper of 4.00 x 10 mm (Conexão Sistema de Prótese, Ltda, São Paulo, Brazil) and received a cemented metal-ceramic crown. The models were processed in finite element software FEMAP v.10.2 (Siemens ProductLifecycle Management Software Inc.USA) to generate the mesh, constraints and loads, and post-processing analysis. The applied load was 178N at 0°, 30° and 60° degrees in relation to implant long axis. The results were seen by von Mises stress maps for the implant components and crown, and maximum principal stress maps to the bone tissue. The results obtained with the von Mises stress maps showed that the models (A, B and C) have a similar pattern of stress distribution. As increase of angle load, greater stress concentrations were observed. It was possible to see more relief in the apical region of the bicorticalized implants, mainly in the model B. Maximum principal stress maps showed similar distribution patterns, increasing concentration as increase of the load angle. The use of techniques with bicortical anchorage has been showed increase of stress at the bone near the apex of the implant. Within the limits of these studies it was concluded that the technique with bicortical anchorage seems to be more advantageous at the biomechanical point of view for morse taper implants in the anterior maxilla.

Keywords: Dental Implant, finite element analysis, bone tissue.

Lista de Figuras

Figura 1	Recomposição de tomografia em bloco ósseo para o trabalho.....	16
Figura 2	Conjunto implante/pilar/coroa montado no programa Rhinoceros 4.0 para inserção em bloco ósseo.....	18
Figura 3	Malha de elementos finitos.....	19
Figura 4	Distribuição de tensões no implante, intermediário e coroa.....	22
Figura 5	Vista oclusal da cortical óssea. Distribuição de tensões em mapa de Tensão Máxima Principal.....	24
Figura 6	Vista lateral da cortical óssea. Distribuição de tensões em mapa de Tensão Máxima Principal.....	26

Lista de Quadros

Quadro 1	Descrição dos modelos.....	16
Quadro 2	Propriedades dos Materiais envolvidos no estudo.....	19

Sumário

Introdução	12
Proposição.....	14
Material e Método.....	15
Resultados.....	21
Discussão.....	27
Conclusão.....	29
Referências.....	30

Introdução

A perda do elemento dentário pode tornar-se um grande problema à qualidade de vida do paciente, principalmente em regiões estéticas. Dessa forma, a reabilitação oral desta área exige a opção por uma técnica apurada desde a instalação dos implantes, que deve ser baseada em alguns princípios básicos como a melhor posição tridimensional, permitindo a previsibilidade e resultados funcionais/estéticos em longo prazos (Lata & Parmar 2012; Fu et al. 2011; Shirolu et al. 2003).

Neste contexto, a utilização de implantes com a conexão do tipo cone morse apresenta vantagens de eliminar a junção implante/abutment da região subsulcular, permitindo que a junção implante/coroa ocorra na região intra-sulcular (Inoue et al. 2006), à distância da crista óssea (Calvo-Guirado 2007). Este tipo de conexão interna possibilita a maior eliminação dos micromovimentos (Pellizzer et al. 2011), sendo um dos principais fatores relatados como causadores da perda óssea na região peri-implantar. Outro fator consideravelmente positivo é o reposicionamento horizontal do microgap formado, o qual possibilita um maior distanciamento entre a população bacteriana e a plataforma do implante (crista óssea) determinando um vedamento biológico da região. Tal situação também proporciona uma diminuição da perda óssea ao redor dos implantes (Mangano et al. 2011a; Mangano et al. 2011b; Mangano et al. 2011c; Calvo-Guirado 2007).

Além disso, os aspectos biomecânicos dos implantes cone morse têm merecido destaque. Estudos recentes observaram uma maior resistência deste tipo de conexão diante de forças excêntricas e de flexão, assegurando uma maior estabilidade dos mesmos e permitindo uma redução da incidência de complicações na interface com as próteses (Pellizzer et al. 2011; de Faria Almeida et al. 2014).

O conceito de estabilidade primária tem sido apontado como fator importante para a previsibilidade inicial dos implantes osseointegráveis, principalmente em situações de osso de baixa densidade e carregamentos imediatos (Javed & Romanos 2010; Carrilo et al. 2008; Molly 2006). É fato que todo procedimento cirúrgico que

prevê a bicorticalização dos implantes osseointegráveis pode melhorar a estabilidade e travamento inicial do implante.

Quando se analisa a longevidade da técnica de bicorticalização existem discordâncias na literatura, já que, sob o ponto de vista da técnica cirúrgica, isto pode ser favorável, mas, alguns estudos afirmam que esta técnica poderia aumentar o estresse no osso cortical a um nível indesejável para a osseointegração (Ivanoff et al., 2000), prejudicando inclusive a irrigação óssea local. Entretanto, a bicorticalização pode apresentar uma área maior de travamento ósseo quando comparados a implantes instalados em osso monocortical (Ivanoff et al. 1996; Xiao JR et al. 2012).

A bicorticalização é um procedimento cirúrgico a fim de permitir que o implante estabeleça um travamento entre duas corticais ósseas. Entre as diversas técnicas, destaca-se a de levantamento do seio do tipo “sinus lift”, viável para utilização na região anterior ou posterior maxilar (Emmerich et al. 2005; Ferrigno et al. 2006; Simon et al. 2011; Checchi et al. 2010). A literatura também já relatou previsibilidade desta técnica. (Antonaya-Mira 2012; Stern 2012) Entretanto, os estudos biomecânicos a cerca da distribuição de esforços pela utilização ou não destas técnicas em detrimento à colocação de implantes mais curtos são escassos.

A análise de elementos finitos tem aumentado o interesse de pesquisadores em situações que envolvem implantes osseointegrados (Rubo& Souza, 2010; Rubo& Souza, 2008; Kohal et al. 2002; Geng et al. 2001), inclusive com algumas análises em maxila anterior (Çaglar et al., 2010; Kao et al., 2008; Hsu et al., 2007; Saab et al., 2007; Tepper et al., 2002; Clelland et al., 1995). Além disso, dados destes estudos já têm sido indicados como possíveis de melhorar o entendimento biomecânico de diversos materiais utilizados em odontologia que podem, em seguida, serem extrapolados para a clínica diária (Van Staden et al., 2006; Huang HL et al., 2009).

Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tipo de ancoragem óssea (colocação convencional, bicorticalizado e bicorticalizado com levantamento de assoalho nasal) na distribuição das tensões em próteses implantossuportadas unitárias sobre implantes cone morse em região maxilar anterior, utilizando a metodologia dos elementos finitos 3D.

Material e Método

Materiais

Para a execução desta metodologia, foram utilizados os seguintes materiais:

- Workstation de alta performance, integrada a sistema operacional Windows 7 Professional 64 bits;
- Programas de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e SolidWorks 2011 (SolidWorksCorp, Massachusetts, USA);
- Programa Invesalius (CTI, São Paulo, Brasil) para processamento de tomografia;
- Programa de elementos finitos NEiNastran10.0 (NoranEngineering, Inc, USA) integrado ao Femap 10.2 (Siemens ProductLifecycle Management Software Inc.USA);
- Scanner de superfície 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil).

Descrição dos modelos

Foram elaborados 3 modelos de elementos finitos representativos de um bloco ósseo da região anterior maxilar simulando tipos diferentes de ancoragem óssea. O implante utilizado em todos os modelos foi de 4 x 10 mm, com geometria cone morse, com referência da marca Conexão (Conexão Sistema de Prótese, Ltda., São Paulo, Brasil). O bloco ósseo do tipo III, com uma fina camada de 1 mm de osso cortical envolta por osso trabecular, seguindo a classificação de Lekholm & Zarb, 1985, que comumente é encontrado na região anterior maxilar. As características dos modelos simulados estão representadas no quadro 1.

Todas as etapas deste estudo foram assessoradas pela equipe de trabalho do laboratório de pesquisa em biomecânica, lideradas pelo orientador do projeto, Prof. Ass. Fellippo Ramos Verri, com o apoio da equipe de Engenheiros do Centro de

Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI-Campinas, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia).

Quadro 1. Descrição dos modelos

Modelo	Descrição
A	Bloco ósseo com implante 4,0 x 10 mm, conexão cone morse, coroa metalocerâmica sobre pilar speed (munhão) cimentada, com implantação óssea convencional.
B	Bloco ósseo com implante 4,0 x 10 mm, conexão cone morse, coroa metalocerâmica sobre pilar speed (munhão) cimentada, com implantação óssea bicortical.
C	Bloco ósseo com implante 4,0 x 10 mm, conexão cone morse, coroa metalocerâmica sobre pilar speed (munhão) cimentada, com implantação óssea bicortical e levantamento de assoalho nasal de 2 mm.

O bloco ósseo foi construído seguindo a metodologia de trabalhos anteriores, utilizando uma Tomografia Computadorizada da região anterior maxilar de um paciente dentado como base, que foi reconstruída tridimensionalmente utilizando o software InVesalius, que permite reconstruir modelos virtuais em três dimensões (3D). Após, esse processo os desenhos foram exportados ao programa Rhinoceros 3D, para a conversão e edição no formato adequado para a modelagem CAD, também à semelhança de estudos anteriores. A Figura 1 ilustra a recomposição de tomografia do estudo.



Fig. 1: Recomposição de tomografia em bloco ósseo para o trabalho.

De acordo com as dimensões descritas de espessura de osso cortical para osso tipo III de 1 mm (Lekholm & Zarb, 1985), foi feito o detalhamento dos ossos cortical e trabecular também com o auxílio do programa Rhinoceros 3D.

Confecção dos modelos

Coroa metalo-cerâmica

O desenho da coroa seguiu à semelhança de trabalho anterior (Falcón-Antenucci et al., 2010), sendo confeccionada a partir do escaneamento superficial de um dente artificial, incisivo central superior, obtido de um manequim odontológico experimental, com auxílio de um scanner de superfície (*scanner* 3D MDX-20). Após a digitalização da coroa, o modelo 3D foi exportado para o programa de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 para simplificações e simulação das dimensões reais da estrutura metálica e da porcelana de uma coroa metalocerâmica, além da inserção dos intermediários pré-fabricados de conexão ao implante. Em seguida foi feita a união deste conjunto ao implante, que foi desenhado a partir de dados técnicos da própria empresa e como descrito posteriormente. Após o modelamento, foi inserido o conjunto implante/intermediário/corua nos blocos ósseos anteriormente obtidos através do mesmo programa (Figura 2).

Implante

Um implante rosqueável de 4,0 x 10 mm do tipo cone morse (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) foi utilizado como referência. Através da utilização do programa Solidworks, foram simplificados os desenhos dos implantes e componentes para análise, possibilitando reproduzir as dimensões do formato interno e externo do implante, com riqueza de detalhes suficiente à elaboração da técnica. Na sequência o desenho foi exportado para o programa Rhinoceros 3D e realizada as devidas simplificações (Figura 2).

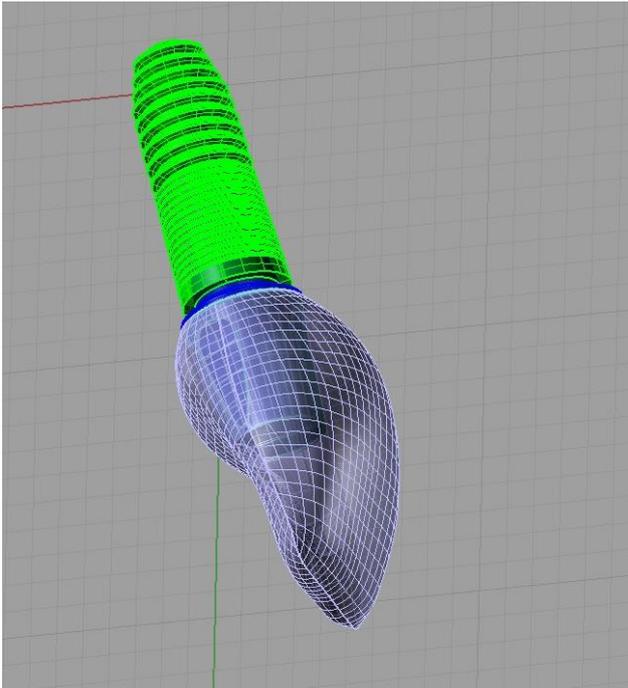


Fig. 2: Conjunto implante/pilar/coroa montado no programa Rhinoceros 4.0 para inserção em bloco ósseo.

Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

A análise do comportamento dos modelos simulados foi realizada pela tecnologia de elementos finitos, amplamente utilizada e conhecida em odontologia, que permite o estudo de um protótipo físico mediante a criação de um modelo matemático preciso representativo da situação física real.

Para isso, os desenhos foram exportados para o programa de elementos finitos Femap 10.2 para elaboração de malhas tridimensionais, feitas a partir de elementos sólidos parabólicos, representativos das estruturas simuladas no estudo. A figura 3 ilustra a geração de malhas para todas as estruturas utilizadas no estudo.



Fig. 3: Malha de elementos finitos.

Para o desenvolvimento da técnica é necessário o estabelecimento das propriedades mecânicas dos materiais envolvidos no estudo. O Quadro 2 mostra as propriedades físicas dos materiais que foram utilizados, de acordo com dados da literatura. Uma vez que a análise foi do tipo linear estática, todos os materiais foram simulados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Quadro 2: Propriedades dos Materiais envolvidos no estudo

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabeculado	1,370	0,30	<i>Cibirka</i>
Osso Cortical	13,700	0,30	<i>Rubo & Souza</i>
Titânio	110,000	0,35	<i>Sertgoz</i>
Liga NiCr	206,000	0,33	<i>Anusavice & Hojjatie</i>
Porcelana Feldspática	82,800	0,35	<i>Sertgoz</i>
Cimento de Fosfato de Zinco	22,4	0,35	<i>Anusavice & Hojjatie</i>

Com o intuito de simular os diferentes tipos de ancoragem propostas no estudo foram confeccionadas variações na porção interna do osso, que teve variação de altura de 12 mm (implantação convencional), 10 mm (implantação bicortical) ou 8 mm com adequação ao redor do ápice do implante (implantação bicortical com técnica de levantamento sinusal), sendo sempre considerada a medida de 10 mm de comprimento para o implante simulado.

Aplicação de forças e restrição do modelo

O carregamento total seguiu a metodologia de Hsu et al. 2007, de 178N, em ângulo de 0º, 30º e 60º, aplicado a cerca de 2 mm abaixo da superfície incisal do dente, seguindo o longo eixo do implante. O bloco ósseo foi fixado nas extremidades laterais (cortes de secção) em direção x, y e z, também seguindo metodologia adotada no trabalho supracitado e trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci et al. 2010).

Resultados

Os resultados obtidos neste estudo foram analisados seguindo os critérios de tensão de von Mises (VM) para materiais dúcteis, no caso o implante, intermediário e coroa, e de tensão máxima principal (TMXP) para materiais frágeis, como o tecido ósseo cortical e trabeculado. Os mapas TMXP são divididos em escala de forças de tração (cores frias) e compressão (cores quentes) para cada modelo estudado. Para ambos os mapas foi utilizada a unidade de MPa (Mega Pascal).

Análise de tensão de von Mises

Analisando a implantação óssea convencional para o Modelo A, sob carregamento axial, observou-se maior concentração de tensões na região de aplicação de carga e um leve aumento na região do pescoço do implante (2.857 MPa – 30 MPa). Para a aplicação da carga a 30°, houve maior concentração de tensões na interface pilar/implante (100 – 150 MPa). Com o aumento da angulação (60°) houve significativamente um aumento na área de concentração de tensões, apresentando valores nas faixas de 100MPa – 200MPa próximo à interface pilar/implante e na região das primeiras roscas do implante. Houve também aumento moderado (60-80 MPa) de tensões por toda superfície do implante, e um aumento de tensões no pilar no terço cervical da coroa.

No Modelo B, houve acúmulo de tensões na interface pilar/implante com valores aproximados de (11,43 MPa – 30MPa) quando aplicada carga axial. Com a utilização da técnica de bicorticalização notou-se um significativo alívio das tensões na região apical do implante, onde ele foi travado na cortical óssea superior, com o valor menor que 2,857 MPa. Houve acúmulo das tensões na região da interface pilar/implante (60MPa - 150MPa) devido ao aumento da angulação (30°), sendo dissipada um pouco além da região cervical da coroa em direção ao terço médio, e também em direção as roscas do implante. À medida que aumentou a angulação (60°), acentuou-se as concentrações das tensões nas regiões anteriormente descritas, na região da interface pilar/implante há tensões de 30MPa – 200MPa, aumentando também a área de dissipação das tensões para a região da coroa e do corpo do

implante, e na região apical do implante houve novamente o alívio da área que esta travada no osso cortical.

Para o Modelo C, foi possível ser observado um padrão de distribuição para os componentes dúcteis similares a técnica de bicorticalização; porém, em relação ao alívio na região apical do implante, esta técnica apresentou-se com valores levemente superiores em comparação a técnica de bicorticalização (2,857MPa – 8,571 MPa).

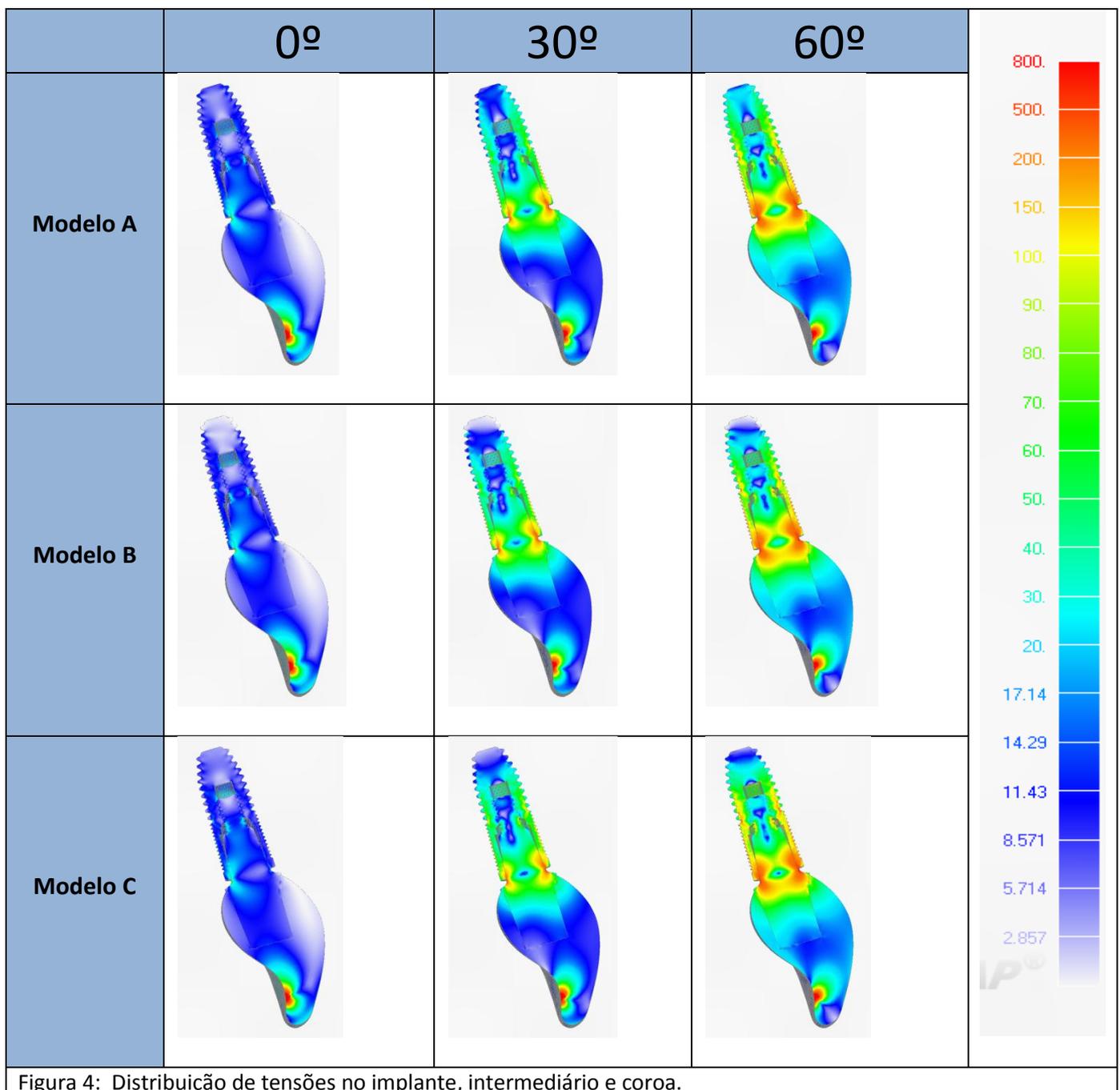


Figura 4: Distribuição de tensões no implante, intermediário e coroa.

Análise de Tensão Máxima Principal

No osso cortical em vista oclusal pode ser observado no Modelo A que existiu concentrações de tensões de compressão de baixa intensidade no carregamento axial. Para o carregamento em 30° tensões compressivas de baixa intensidade são observadas na face óssea vestibular e tensões de tração na face palatina. Com o aumento da angulação da aplicação da carga para 60° as tensões de compressão, na região da parede vestibular, apresentaram-se mais acentuadas.

Com a utilização da técnica de bicorticalização no Modelo B, podemos observar que sob carga axial apresenta áreas de tensões de tração de baixa intensidade por toda interface, com variação de (2 MPa – 4MPa). Com o aumento da angulação para 30°, houve o aparecimento de algumas áreas de concentração de tensões de compressão ao redor do pescoço do implante, variando entre (25MPa – 35MPa). Sob o carregamento a 60°, ocorreu o aumento da concentração de tensões de compressão na superfície óssea vestibular (faixa de compressão), e tensões de tração de maior intensidade e em maior área na face palatina.

O modelo C, onde foi simulada a técnica “sinus lift”, foi observado concentrações de tensões de tração de baixa intensidade por toda superfície óssea analisada, variando na escala de (0MPa – 2MPa), assim como tensões compressivas na região palatina do tecido ósseo cortical (-6,667MPa – 0 MPa), regiões de tração na área próxima à região do pescoço do implante. Para o carregamento de 30°, a superfície óssea analisada apresentou concentrações de tensões tração variando entre 2 MPa – 4 MPa, assim como tensões compressivas na região vestibular do tecido ósseo cortical (-6,667MPa – 0MPa), e na parede palatina se estendendo para uma pequena parte das regiões proximais essa variação da concentração de tensões de tração entre (8MPa – 35MPa). Com o aumento da angulação para 60° houve o aparecimento de tensões de tração ao redor de uma área do pescoço do implante se estendendo até a parede palatina, que varia de 40MPa – 50MPa, além das concentrações de tensões de compressão observadas na região vestibular em maior área quando comparada com as menores angulações, com valores aproximados de -6,667MPa – 0MPa.

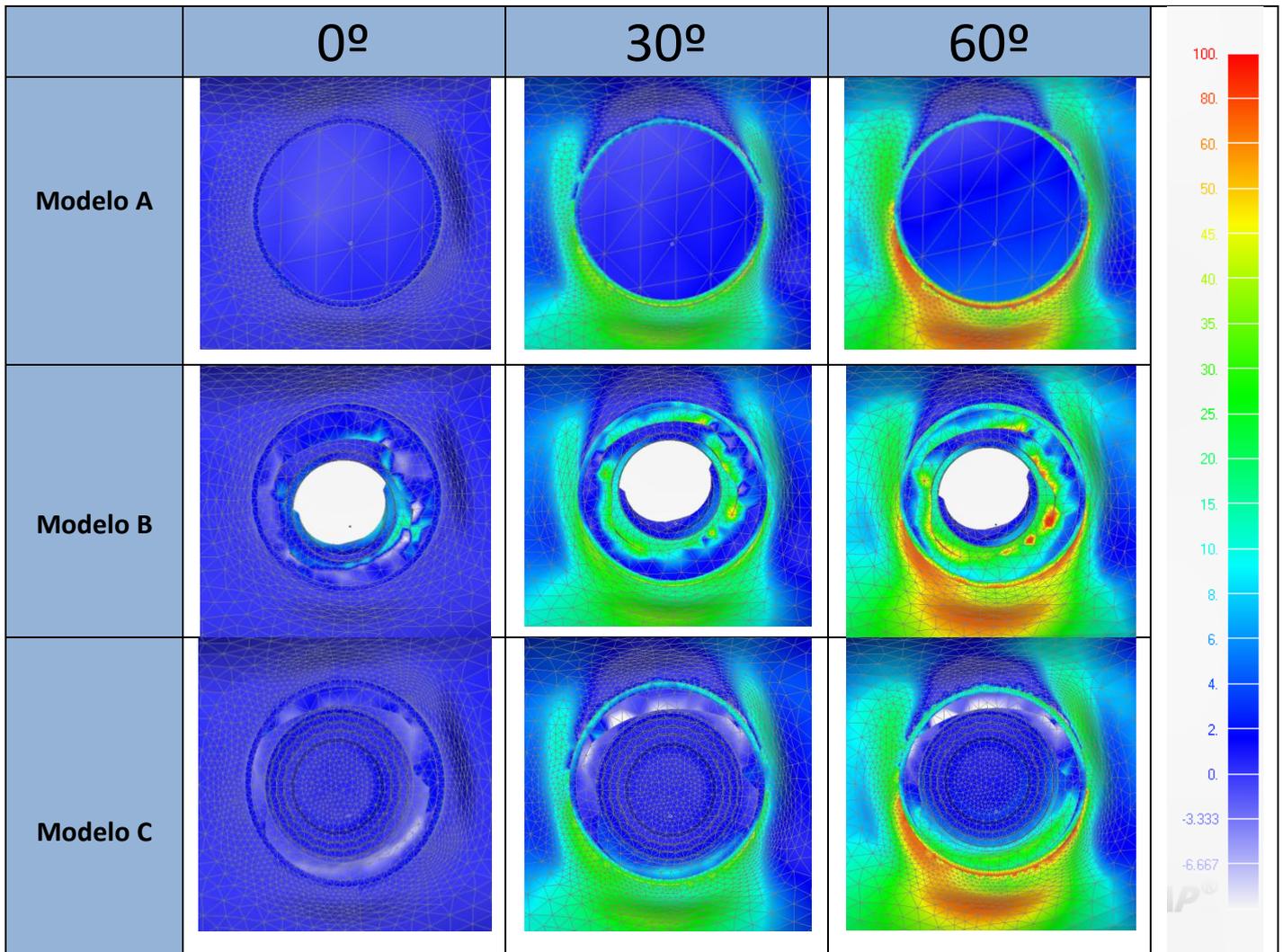


Figura 5: Vista oclusal da cortical óssea. Distribuição de tensões em mapa de Tensão Máxima Principal.

Em análise pela vista lateral, pode ser observado que a superfície do implante osseointegrado apresenta diferentes situações dos blocos ósseos a serem analisados. A técnica de implantação convencional (Modelo A), sobre o carregamento axial, apresenta concentrações de tensões de tração variando de 0 MPa – 6MPa por toda superfície. Com a aplicação da carga oblíqua à 30°, foi possível verificar um aumento nas áreas de tração na região cortical superior (10MPa – 45MPa). A região roscas iniciais até a metade do corpo do implante apresentou tensões de tração próximas à 10MPa. No carregamento a 60°, pode ser observado aumento da concentração das tensões de tração na área de travamento cortical do implante, e nas roscas dos implantes, com valores de 20MPa – 60MPa.

No modelo com implantação bicortical (B) sobre carregamento axial houve variação da concentração das tensões de tração na cortical superior onde a região apical do implante esta travada (8 MPa – 15MPa). Sobre a angulação de 30° houve um aumento de tensões de tração tanto na região apical quanto na região da cortical inferior, variando entre 8MPa – 35MPa. Com o aumento da angulação da carga oblíqua (60°) aumentou também a concentração de tensões de tração nas corticais superior e inferior, sendo maiores na cortical inferior com valores de aproximadamente 45 MPa.

A simulação da técnica de levantamento de assoalho, “sinus-lift” (Modelo C), sob carregamento axial podem ser observadas concentrações de tensões de compressão por toda região das corticais próximas à (-3,333 MPa – 0MPa), havendo poucas áreas de tração na região onde foi realizada a técnica do levantamento do assoalho, com variação de 8MPa – 10MPa. Com carga de 30° houve variação de tensões de tração na região da cortical inferior próximo ao pescoço do implante na região vestibular do tecido ósseo (8MPa – 20MPa), e na cortical superior (10MPa – 40MPa). Com a mudança da angulação para 60°, a concentração das tensões de tração aumentou na cortical inferior, na região lingual, variando entre (30MPa – 60MPa), sendo observadas também na região de cortical superior (15 MPa – 25 MPa), assim como nas roscas do implante, variando entre (10MPa – 25MPa).

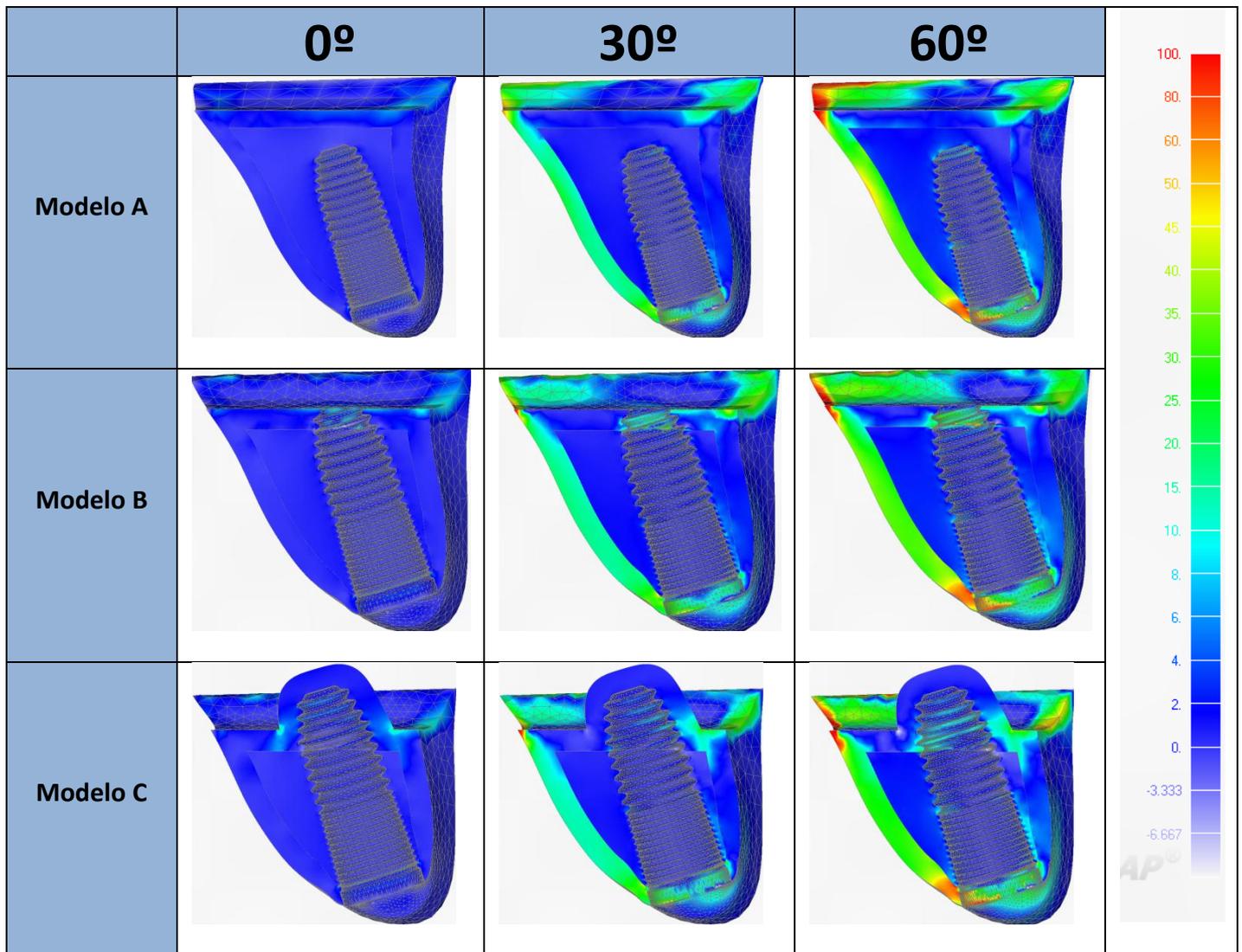


Figura 6: Vista lateral da cortical óssea. Distribuição de tensões em mapa de Tensão Máxima Principal.

Discussão

Um dos principais resultados observados neste estudo foi o alívio na região apical do implante nos mapas de tensões von Mises para o Modelo B (implantação bicortical), diminuindo as tensões na superfície do implante. No modelo com a utilização da técnica “sinus-lift” também houve alívio nesta região, porém, menor quando comparada a técnica bicortical. Este achado pode estar relacionado com o fato do tecido cortical dissipar de forma mais eficaz as tensões geradas pela aplicação da força oclusal.

De acordo com os resultados, a maior concentração de tensões foi observada no carregamento oblíquo. Conforme o aumento da angulação da aplicação de cargas, houve aumento nas concentrações das tensões. Este fato está de acordo com a literatura, que utilizando a mesma metodologia mostrou resultados mais significativos para o carregamento oblíquo (Almeida et al. 2014; Pellizzer et al. 2011; Baggi et al. 2008).

A bicorticalização dos implantes osseointegráveis pode melhorar a estabilidade e o travamento inicial do implante quando comparados a implantes instalados em osso monocortical (Ivanoff et al. 1996; Xiao JR et al. 2012). Entretanto, há controvérsias na literatura que afirmam que esta técnica poderia aumentar o estresse no osso cortical a um nível indesejável para a osseointegração, (Ivanoff et al., 2000). Porém, este aumento de stress está mais relacionado à técnica cirúrgica e não ao teste biomecânico. Assim, tal situação clínica não é analisada pelo MEF, e sim a distribuição de tensões considerando a osseointegração total ao redor do implante.

Neste sentido, nossos resultados mostraram que, através da análise obtida dos mapas de von Mises, as técnicas de bicorticalização apresentaram maior redução de tensões na região apical dos implantes tipo cone morse, sendo favoráveis do ponto de vista biomecânico.

Pela análise dos mapas de Tensão Máxima Principal observamos que as tensões no osso cortical ao redor do pescoço do implante aumentaram à medida que aumentou a inclinação da força, assim como a literatura demonstra. (Almeida et al. 2014; Pellizzer et al. 2011; Baggi et al. 2008). Em relação à técnica cirúrgica não houve

diferença na análise qualitativa dos mapas na distribuição de tensões no osso cortical, o que demonstra uma aplicação similar para ambas as técnicas. Porém, este estudo não enfocou a análise estatística, que tem sido cada vez mais utilizada para esta metodologia (de Almeida et al, 2014; Chu et al, 2012). Tal análise poderia apontar para pequenas diferenças que, qualitativamente, não foram possíveis de se observar no tecido ósseo em relação às diferentes técnicas.

Diante do apresentado, e considerando os limites desta metodologia, as três modalidades de implantação se mostraram viáveis, tendo em vista que as análises foram feitas em situações de diferentes alturas do bloco ósseo, usando um implante de 4x10mm, que é considerado um implante de tamanho bom para esta situação clínica. Neste estudo tais implantes foram utilizados como alternativa aos curtos; porém, sua utilização deve ser analisada de acordo com cada indicação cirúrgica, pois implantes curtos possuem uma menor taxa de sucesso relatado (Misch et al, 2006; Van Assche et al, 2012). Entretanto, para um tratamento reabilitador mais seguro, os modelos bicorticalizados podem ser uma indicação adequada, visto que apresentaram melhor distribuição de cargas quando comparado aos outros modelos testados e, além disso, em teoria, possibilitam a utilização de implantes mais longos.

Conclusão

Dessa forma, e de acordo com as limitações do estudo, concluímos que as técnicas de bicorticalização foram mais favoráveis para a reabilitação unitária anterior maxilar uma vez que geraram redução do estresse na estrutura apical dos implantes de cone morse.

Referências

1. Lata J, Parmar M. Placement of single tooth implant in healed socket with immediate temporization: Clinical study. *Contemp Clin Dent*. 2012 Oct;3(4):412-5.
2. Fu PS, Wu YM, Tsai CF, Huang TK, Chen WC, Hung CC. Immediate provisional restoration of a single-tooth implant in the esthetic zone: a case report. *Kaohsiung J Med Sci*. 2011 Feb;27(2):80-4.
3. Schirotli G. Immediate tooth extraction, placement of a Tapered Screw-Vent implant, and provisionalization in the esthetic zone: a case report. *Implant Dent*. 2003;12(2):123-31.
4. Inoue RT, Inoue NJ, Inoue LT, Feltrin P. Resolução protética em implante com conexão Cone Morse, de único estágio cirúrgico, utilizando-se poste sólido sem e com preparo. *Implant News*. 2006; 3(6): 625-632.
5. Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent*. 2007 Jun;16(2):155-64.
6. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Noritomi, PY. Sistemas de conexão em prótese sobre implante. In: Carvalho PSP, Pellizzer EP. *Fundamentos em implantodontia: uma visão contemporânea*. São Paulo: Quintessence Editora Ltda; 2011:183-198.
7. Mangano F, Mangano C, Piatelli A, Sammons R, Ricci M, d'Avila S, Shibli JA. Esthetic evaluation of single-tooth morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets or healed sites. J oral implantol. 2011a nov 29.
8. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*. 2011b Jan;82(1):52-61.
9. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Ricci M, Sammons RL, Figliuzzi M. Morse taper connection implants supporting "planned" maxillary and

- mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2011c Oct;22(10):1117-24.
10. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Junior JF, de Carvalho PS. 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.* 2014 Feb;85(2):261-9.
 11. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010 Aug;38(8):612-20.
 12. Carrillo García C, BoronatLópez A, PeñarrochaDiagoM. Immediately restored dental implants for partial-arch applications. A literature update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008 Jul 1;13(7):E451-5.
 13. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17Suppl 2:124-35.
 14. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:103–110.
 15. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996 Jun;25(3):229-35.
 16. Xiao JR, Li YQ, Guan SM, Kong L, Liu B, Li D. Effects of lateral cortical anchorage on the primary stability of implants subjected to controlled loads: an in vitro study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Mar;50(2):161-5.
 17. Emmerich D, Att W, Stappert C. Sinus Floor Elevation Using Osteotomes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol* 2005; 76:1237-1251.
 18. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. Dental implants placement in conjunction with osteotome sinus floor elevation: a 12-year life-table analysis from a prospective study on 588 it is implants. *Clin Oral Impl Res* 17, 2006;194-205.

19. Simon BI, Greenfield JL. Alternative to the gold standard for sinus augmentation: osteotome sinus elevation. *Quintessence Int.* 2011;42:863-71. Review.
20. Checchi L, Felice P, Antonini ES, Cosci F, Pellegrino G, Esposito M. Crestal sinus lift for implant rehabilitation: a randomised clinical trial comparing the Cosci and the Summers techniques. A preliminary report on complications and patient reference. *Eur J Oral Implantol.* 2010;3:221-32.
21. Antonaya-Mira R, Barona-Dorado C, Martínez-Rodríguez N, Cáceres-Madroño E, Martínez-González JM. Meta-analysis of the increase in height in maxillary sinus elevations with osteotome. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17:e146-52.
22. Stern A, Green J. Sinus lift procedures: an overview of current techniques. *Dent Clin North Am.* 2012 Jan;56(1):219-33.
23. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis os stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Related Res* 2010;12:105-113.
24. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008;36:248-255.
25. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15:189-194
26. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 585-598.
27. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Iimplants.* 2010;25:95-103.
28. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:623-630.

29. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:301-309.
30. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*. 2007;97:85-92.
31. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13:657-665.
32. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*. 1995;4:95-100.
33. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006;9:257-270.
34. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):455-62.
35. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence;1985:199-209.
36. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2010;19:381-386.
37. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 1992;67:361-4.
38. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10:19-27.

39. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66:1493-8.
40. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol.* 2012 Jan;83(1):111-8.
41. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006;77(8):1340-7.
42. Van Assche N, Michels S, Quirynen M, Naert I. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: A proof of concept. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):567-76.