



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

EDUARDO ALVES JORDÃO

**Análise biomecânica de implantes bicorticalizados em maxila.
Estudo pelo método dos elementos finitos 3D.**

Araçatuba – SP

2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

EDUARDO ALVES JORDÃO

**Análise biomecânica de implantes bicorticalizados em maxila.
Estudo pelo método dos elementos finitos 3D.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

Araçatuba – SP

2014

AGRADECIMENTOS

Acredito em Deus, e acredito que somos Deus, a sua imagem e semelhança, e tenho que agradecer muito ao arquiteto do universo pela família que ganhei nessa vida, e não apenas a família de sangue, mas também aqueles que me escolheram como família, meus queridos amigos.

Agradeço aos meus pais Ernane e minha mãe Angela, pela paciência que tiveram comigo, pelo amor que me foi dado e pela educação que me foi concebida, da qual tenho muito orgulho.

Agradeço a toda minha família, vovó Glória, todos meus tios maravilhosos, meus primos que considero como irmãos, e a minha irmã mais velha, Isabela, que sempre me deu exemplo, de caráter, dedicação e muita luta.

Aos meus parentes ausentes, em especial meu Avô Ernane, que não se encontra mais nesse plano espiritual, mas que sempre vivera dentro do meu coração.

Quando cheguei a Araçatuba pela primeira vez não conhecia ninguém e fui acolhido por uma república de estudantes com um nome bastante peculiar Pipinelas, morei um ano nessa república, ano que marcou a minha vida, e não poderia deixar de agradecer ao Guilherme Poli, vulgo Tijolo, e ao pai da república Pipinelas, Tales Candido, que é um amigo e professor.

Agradeço também a minha amada namorada Gabriela Leonardi, pelo carinho, compreensão, e por estar sempre ao meu lado.

Não poderia deixar de agradecer meus companheiros de República, meus irmãos que pude escolher: Jorge Naufal, Thiago Orbato, Bruno Cunha vulgo Jarbas, Arthur da Costa Miranda o Topão ao calouro da casa Milton Cattini vulgo Pagode e ao maranhense mais gente boa do mundo Laércio Dias. Obrigado pela amizade amigos. A nossa mascote, Marilene, uma cadelinha que chegou a nossas vidas como quem não queria nada, mas conquistou o coração de todos.

Aos agregados da república, Hiskell Fernandes, Jessica Quereza, Isabella Pagioro, Bruna de Oliveira, Ana Carla Ornellas, Bruna Capalbo, Marcela Ito, Leandro Rahal e toda a turma 56.

Gostaria de agradecer também ao meu professor e mestre de Muay Thai Thales Almeida, ao professor Micael Bonfim, ao professor Renato Cianfa, ao meu amigo, companheiro de treino e instrutor Oseias Patrocínio, por me ensinarem não apenas a lutar, mas ensinamentos como: união, honra, disciplina e a como ser um guerreiro. Ensinaamentos que levarei para toda a minha vida.

Agradeço ao meu orientador Fellippo Ramos Verri pela confiança e pelas oportunidades, e a toda equipe do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp.

Agradeço a toda banca examinadora, por ter aceitado o convite e por ter reservado um tempo para avaliar minha Tese de Conclusão de Curso.

E por fim agradeço a Faculdade de Odontologia de Araçatuba, por ter me agraciado com os melhores anos da minha vida.

*“Sempre permaneça aventureiro.
Por nenhum momento se esqueça de que
a vida pertence aos que investigam.
Ela não pertence ao estático;
Ela pertence ao que flui.
Nunca se torne um reservatório,
sempre permaneça um rio.”
Osho*

JORDAO, E. A. **Análise biomecânica de implantes bicorticalizados em maxila. Estudo pelo método dos elementos finitos 3D.** 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar a distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo, interno e cone morse, em região de maxila anterior, utilizando ancoragem óssea bicorticalizada, através do método dos elementos finitos tridimensionais. Para tanto, foram simulados 3 modelos maxilares da região anterior, com auxílio de programas de criação de modelos em três dimensões (3D) a partir de tomografias, o InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) e programas de desenho assistido, o Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e o SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, USA). Os modelos constituíram um bloco de osso maxilar, com a presença de um implante 4,00x10mm (Conexão Sistema de Prótese, Ltda., São Paulo, Brasil), com coroa metalo-cerâmica convencional. Os modelos 3D foram exportados para o programa de elementos finitos FEMAP v.10.2 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.USA) para determinação das regiões, geração da malha de elementos finitos e análise posterior o processamento no programa NEiNastran 10 (Noran Engineering, Inc., USA). O carregamento total foi de 178N, em ângulo de 0°, 30° e 60°. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises (para estruturas dúcteis) e tensão máxima principal (para tecidos ósseos) a fim de avaliar as variações individuais da distribuição das tensões no osso, no implante e na interface coroa/implante. A visualização dos mapas de tensão máxima principal do osso cortical possibilitou verificar que os implantes de cone morse foram mais favoráveis para a distribuição de tensões. Implantes de cone morse são biomecanicamente mais efetivos para a redução de estresse no osso cortical ao redor do implante nas condições do estudo.

Palavras-Chave: Geometria do Implante. Análise de Elementos Finitos. Implante Dentário.

JORDAO, E. A. **Biomechanical analysis of bicorticalized implants in the maxilla. Study by the 3D finite element method.** 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the stress distribution in implant-supported prostheses by external, internal hexagon and Morse taper implants in the anterior region of the maxilla using bicorticalized bone anchorage by three-dimensional finite element analysis. Three-dimensional models of maxillary anterior region were simulated with the aid of programs to create models from CT scans, InVesalius (CTI, São Paulo, Brazil) and computer aided design softwares, Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp., USA). The models were constituted by a block of the maxillary bone and presence of an implant 4,00x10mm (Connection Prosthetic System, Ltda., São Paulo, Brazil), with conventional implant-supported metal-ceramic crown. The 3D models were exported to finite element program FEMAP v.10.2 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. USA) to determine the regions, mesh generation and finite element discretization to further processing in NEiNastran 10 program (Noran Engineering, Inc., USA). The total load was 178N at 0 °, 30 ° and 60 ° degrees. The results were visualized by von Mises (for ductile structures) and maximum principal stress (for bone tissues) maps to evaluate individual variations in stress distribution in the bone, the crown and implant / implant interface. The maps of maximum principal stress of cortical bone allows to verify that the morse taper implants were more favorable to the stress distribution. Morse taper implants is biomechanically more effective for reducing stress in the cortical bone around the implant under the conditions of the study.

Keywords: Geometry of the implant. Finite Element Analysis. Dental Implants.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Imagem ilustrativa de modelo tridimensional	16
Figura 2	Exemplo de implante modelado, parafuso e coroa no programa Rhinoceros	17
Figura 3	Aspecto final da malha do modelo a ser confeccionado ilustrando o conjunto montado e o implante de hexágono externo	18
Figura 4	Mapas de Von Mises referente ao implante e coroa. Modelo A, Modelo B, Modelo C	21
Figura 5	Mapas de tensão Máxima Principal referente ao bloco ósseo em vista lateral. Modelo A, Modelo B e Modelo C	23
Figura 6	Mapas de tensão Máxima Principal referente ao bloco ósseo enfatizando região cervical. Modelo A, Modelo B e Modelo C	24

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 Descrição dos modelos que foram utilizados neste estudo	15
Quadro 2 Propriedades dos materiais envolvidos no estudo	18

LISTA DE ABREVIATURAS

CTI = Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer

M1 = Modelo 1

M2 = Modelo 2

M3= Modelo 3

MEF = Método dos Elementos Finitos

MEF-3D = Método dos Elementos Finitos tridimensionais

mm = Milímetro(s)

MPa = Mega Pascal

N = Newton

NiCr = Níquel – Cromo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVO	13
3	MATERIAL E MÉTODO	14
3.1	Materiais	14
3.2	Descrição dos Modelos	15
3.3	Confecção dos Modelos	16
3.3.1	Coroas metalocerâmicas	16
3.3.2	Implante	17
3.3.3	Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos	17
3.4	Aplicações de Carga	19
4	RESULTADOS	20
4.1	Análise de Tensão de Von Mises	20
4.2	Análise de Tensão Máxima Principal	22
5	DISCUSSÃO	25
6	CONCLUSÃO	27
	REFERÊNCIAS	28

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia tem sido relatada como opção de sucesso para o tratamento do edentulismo e está sedimentada por pesquisas e relatos de experiências clínicas favoráveis desde o início de sua prática até hoje (MANGANO et al., 2010; ALBREKTSSON et al., 1986). Para garantia de um bom resultado deve-se levar em consideração um fator fundamental para gerar uma osseointegração aceitável, que é a fixação inicial adequada, chamada estabilidade primária (DEGIDI et al., 2010). Visando esse princípio, para uma estabilidade primária mais eficiente, alguns autores indicam a bicorticalização do implante dentário (MISCH, 1999).

A bicorticalização na maxila pode ser realizada tanto em região de anterior quanto em posterior em casos onde não há altura óssea suficiente, através de técnicas de osteotomia (FERRIGNO et al., 2006; EMMERICH et al., 2005). Geralmente são indicadas para áreas de osso de uma qualidade inferior (menos compacto) e de pior prognóstico para a implantação dentária (MARTINEZ et al., 2001). Estudo piloto em elemento finito, testando diferentes situações de colocação bicortical para implantes de hexágono externo, ainda não publicado em periódico e em desenvolvimento no Departamento de Prótese da UNESP-Araçatuba, aponta resultados iniciais mais favoráveis para distribuição das tensões ao tecido ósseo nesta situação clínica para instalação bicortical sem levantamento de assoalho nasal (VERRI et al. 2013).

Porém, a influência da variação do tipo de implante ainda não foi testada. O tipo do implante dentário também pode ser um fator de influência na distribuição de stress. O hexágono externo é o mais popular dentre os implantes utilizados, e se diferencia do hexágono interno pela localização do hexágono embutido no implante que se localiza acima do espelho do implante. Um dos grandes problemas relatados aos implantes de hexágono externo é o afrouxamento dos parafusos de fixação (LEE et al. 2012, BALSCHI et al., 1996; EKFELEDT et al. 1994). No hexágono interno, o hexágono localiza-se internamente ao mesmo, o que facilita sua distribuição de força internamente. Porém, suas paredes mais finas possuem uma maior tendência à fratura (BINON 1996). Já o cone morse é um implante que tem se tornado mais popular nos últimos anos, com um índice de sucesso chegando a 97,25% na

maxila (MANGANO et al., 2010). Trabalhos citam que o hexágono externo e interno comparados ao cone morse possuem uma pior resistência mecânica (MAEDA et al., 2006; MERZ et al. 2000), além do implante de cone morse possuir uma menor tendência à saucerização devido à sua plataforma de assentamento ser mais distante do tecido ósseo circunjacente (NENTWIG 2004). Porém, estudos comparativos biomecânicos de distribuição de cargas oclusais entre eles na região anterior maxilar ainda são escassos.

Para o estudo biomecânico, a análise de elementos finitos tem se mostrado eficiente entre os pesquisadores (ALMEIDA et al., 2013; RUBO;SOUZA 2010; RUBO;SOUZA 2008; KOHAL et al. 2002; GENG et al. 2001), já que os resultados obtidos por esta técnica podem ser cuidadosamente extrapolados para a clínica diária numa tentativa de melhorar o entendimento biomecânico dos implantes em odontologia (VAN STADEN et al., 2006). Apesar de existirem alguns trabalhos 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) estudos comparativos sobre diversas conexões de implantes bicorticalizados nesta área ainda não foram publicados.

2 OBJETIVO

Assim, foi intuito deste trabalho, analisar a distribuição de tensões internamente aos implantes e ao tecido ósseo geradas a partir do stress originado por carga oclusal simulada variando-se o tipo de conexão do implante em cone morse, hexágono externo e hexágono interno, em situação de implante bicorticalizado, suportando prótese unitária na região anterior maxilar, pela metodologia dos elementos finitos 3-D.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Materiais

Para a execução desta metodologia foram utilizados os seguintes materiais:

- Computador HP Z200 (8 GB de memória RAM, 500GB de HD).
- Scanner 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil).
- Programas de desenho assistido: Rhinoceros[®] 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks[®] 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).
- Incisivo central superior artificial de manequim odontológico
- Programa de elementos finitos NEi Nastran[®] 10.0 (Noran Engineering, Inc, EUA).

3.2 Descrição dos modelos

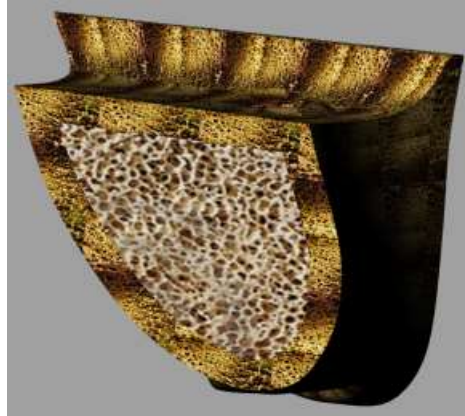
Para o estudo foram simulados 03 modelos de elementos finitos da região anterior maxilar, contendo osso cortical e trabecular, simulando osso tipo III (LEKHOLM; ZARB, 1985), além de um implante bicorticalizado e a prótese sobre ele. A dimensão do implante utilizado foi de 4 x 10 mm, com geometria de cone morse, hexágono externo e hexágono interno, com referência da marca Conexão (Conexão Sistema de Prótese, Ltda., São Paulo, Brasil).

Quadro 1 - Descrição dos modelos que serão utilizados.

Modelo	Descrição
A	Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono externo.
B	Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono interno.
C	Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de cone morse.

A pré-maxila foi construída a partir de metodologia já descrita em trabalhos anteriores (ALMEIDA et al., 2013; PELLIZZER et al. 2012; PELLIZZER et al. 2011; FALCÓN-ANTENUCCI et al. 2010), utilizando uma Tomografia Computadorizada da região anterior maxilar de um paciente dentado como base, reconstruída tridimensionalmente utilizando o software InVesalius, que permitiu reconstruir modelos virtuais em três dimensões (3D). Após, 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. (ALMEIDA et al., 2013; PELLIZZER et al. 2012; PELLIZZER et al. 2011; FALCÓN-ANTENUCCI et al. 2010). A Figura 1 ilustra a recomposição da região anterior maxilar.

Figura 1 - Exemplo de recomposição de tomografia em bloco ósseo para análise, extraído de trabalhos anteriores (VERRI et al. 2013). Observe a divisão entre osso cortical e trabecular em osso simulado.



FONTE: VERRI 2013

3.3 Confecção dos modelos

Para elaboração dos modelos, foram utilizados os programas de desenho assistido: Rhinoceros[®] 3D 4.0 e SolidWorks[®] 2010, além do *scanner* 3D MDX-20.

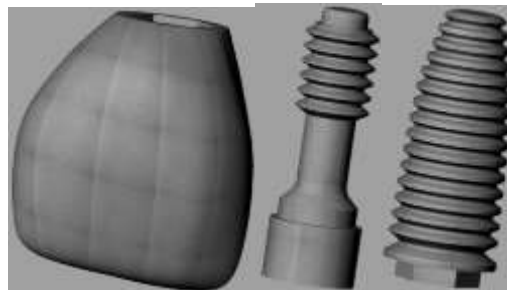
3.3.1 Coroas metalocerâmicas

O desenho da coroa metalocerâmica seguiu à semelhança de trabalho anterior (VERRI et al. 2013), 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. Após o modelamento, o conjunto implante/intermediário/coróa foi inserido nos blocos ósseos anteriormente obtidos através do mesmo programa.

3.3.2 Implante

Implantes rosqueáveis de 4,0 x 10 mm do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone morse (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) foram utilizados como referência. Através da utilização do programa Solidworks, os desenhos dos implantes e componentes foram simplificados para análise, possibilitando reproduzir as dimensões do formato interno e externo do implante, com riqueza de detalhes suficiente à elaboração da técnica. Em sequência, o desenho foi exportado para o programa Rhinoceros 3D para as devidas simplificações. A figura 2 a seguir ilustra um conjunto de implante, coroa e parafuso prontos para serem inseridos em bloco ósseo.

Figura 2 - Exemplo de implante modelado (hexágono externo, lado direito), parafuso (centro) e coroa (lado esquerdo) no programa Rhinoceros prontos para inserção em bloco ósseo.



Fonte: VERRI 2013

3.3.3 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.

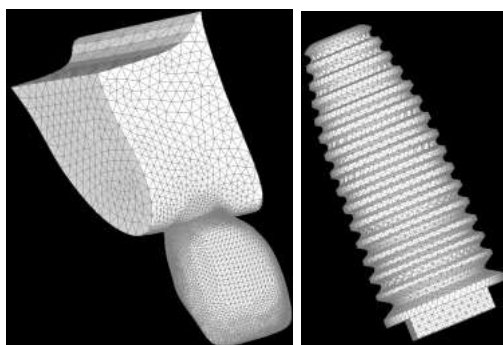
Para o desenvolvimento da técnica é necessário o estabelecimento das propriedades mecânicas dos materiais envolvidos no estudo. O Quadro 2 ilustra as propriedades físicas dos materiais que foram utilizados, de acordo com dados da literatura. Já que a análise foi do tipo linear estática, todos os materiais 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
Ossos Trabeculado	1,370	0,30	Cibirka (1992)
Ossos Cortical	13,700	0,30	Rubo & Souza (2010 e 2008)
Titânio	110,000	0,35	Sertgoz (1997)
Liga NiCr	206,000	0,33	Anusavice & Hojjatie (1987)
Porcelana Feldspática	82,800	0,35	Sertgoz (1997)

Após processamento, os modelos se assemelharam ao da figura 3 ilustrado em vista diametral.

Figura 3 - Figura esquemática ilustrativa de aspecto final da malha do modelo a ser confeccionado ilustrando o conjunto montado e o implante de hexágono externo.



FONTE: VERRI 2013

Com o intuito de simular os diferentes tipos de implante, as variações foram realizadas mantendo-se o aspecto final o mais próximo possível entre os modelos a serem analisados, sempre com implantação bicortical, com altura óssea de 10 mm e medida de 10 mm de comprimento para o implante simulado.

3.4 Aplicações de carga

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

4 RESULTADOS

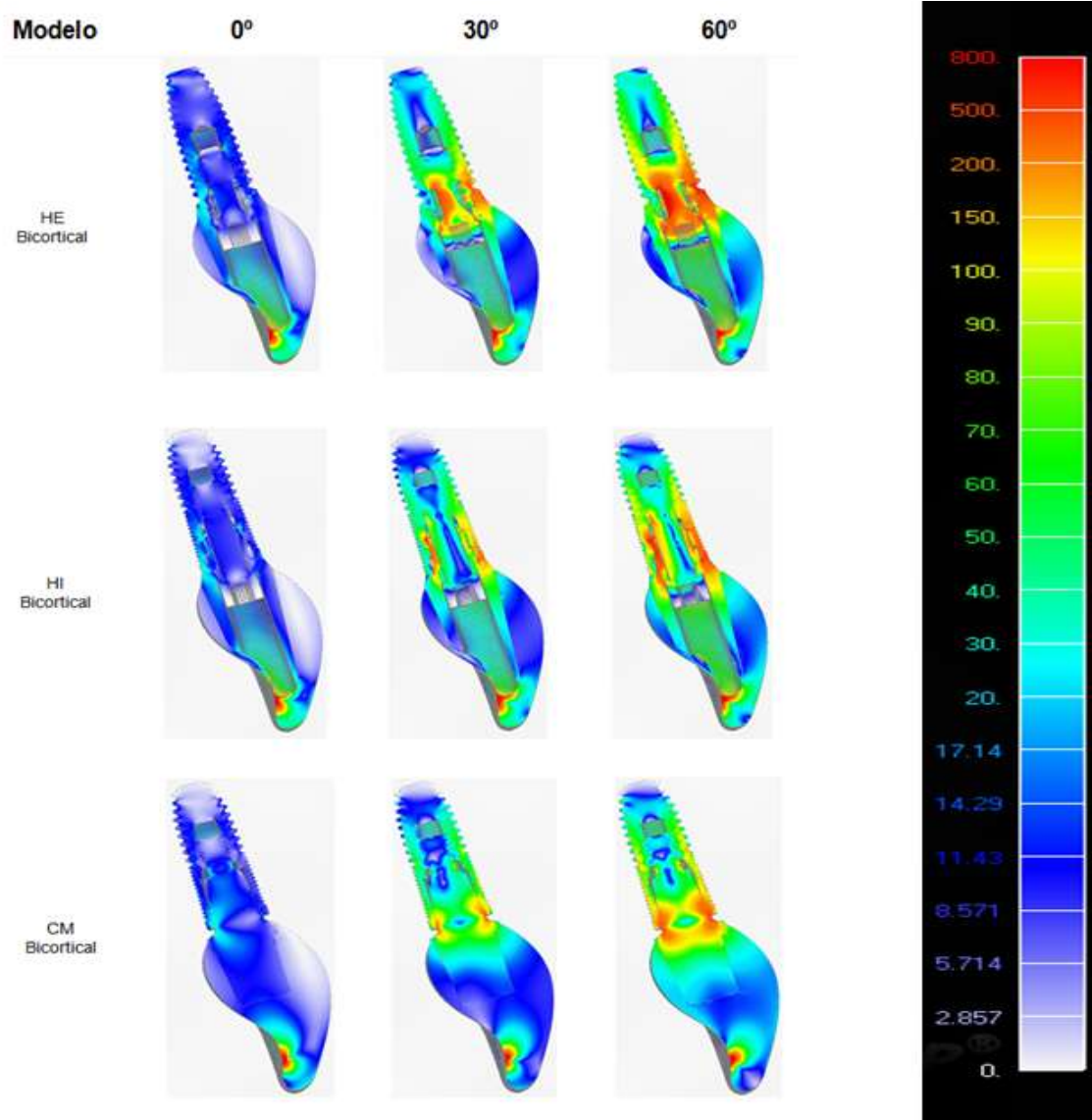
Os resultados obtidos neste estudo foram analisados seguindo o critério de tensão de von Mises para materiais dúcteis, no caso o implante e coroa, e critério de tensão máxima principal para materiais frágeis, como o tecido ósseo cortical e trabeculado, ambos com a unidade de MPa (Mega Pascal).

4.1 Análise de tensão de von Mises

As figuras a seguir ilustram os resultados obtidos a partir deste projeto. As figuras ilustram os mapas de von Mises do conjunto implante/coroa de todos os modelos analisados. Foi possível observar que à medida que a inclinação da aplicação da força aumentou, houve uma maior concentração de tensões na área relativa à cervical do implante, incluindo a parede do próprio implante e dos parafusos de fixação, independente do tipo de implante da técnica utilizada.

Comparativamente, não foi possível detectar qual o implante que concentrou menor nível de tensão entre os modelos estudados. Comparando-se os implantes utilizados, foi possível observar que uma vez que os implantes de hexágono externo tenderam a sobrecarregar o parafuso de fixação, os implantes de conexão interna (hexágono interno e cone morse) tenderam a sobrecarregar a parede do implante. Em geral, menores concentrações de tensão foram encontradas nos implantes de cone morse. Em uma análise dos mapas de tensão de von Mises para ao carregamento axial observou-se que o modelo A apresentou uma maior concentração de tensões na região de interface de coroa/implante e na porção cervical do implante; por outro lado, o modelo B apresentou uma melhor distribuição de tensões da plataforma do implante até a terceira rosca do mesmo, sendo semelhante a região de dissipação de tensões do modelo A, conforme figura 4.

Figura 4 - Mapas de Von Mises referente ao implante e coroa. Modelo A: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono externo. Modelo B: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono interno. Modelo C: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de cone morse.



FONTE: VERRI 2013

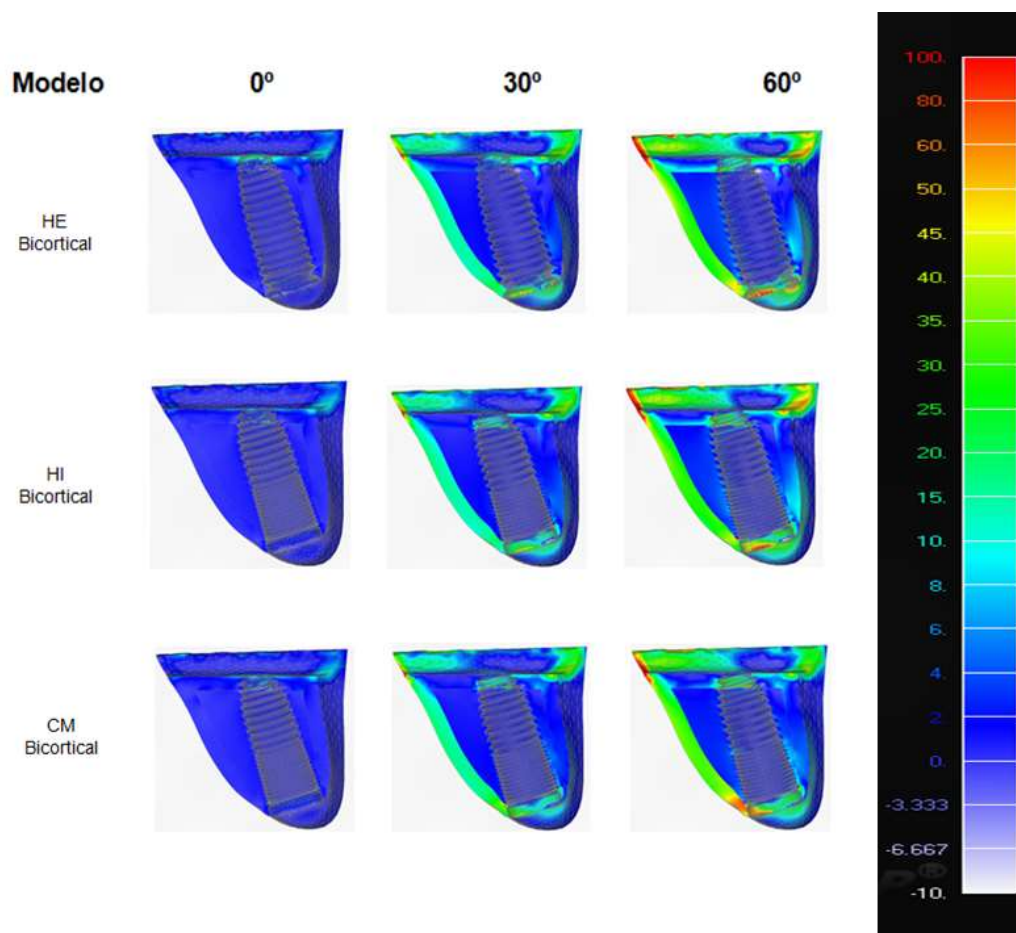
4.2 Análise de Tensão Máxima Principal

Os mapas de tensão máxima principal estão ilustrados nas figuras a seguir, sendo que cortes transversais do conjunto osso cortical / osso trabecular foram realizadas para uma visualização da distribuição de tensões ao longo do implante e visualização da superfície oclusal do osso cortical, também foi realizada para verificar a distribuição ao redor do pescoço do implante.

Na análise dos cortes transversais foi possível observar que a inclinação da força foi o fator mais influente na distribuição de tensões. Em geral, na figura 5, para os modelos de 30° e 60° de direção de aplicação de força, a região vestibular do osso cortical concentrou tensões baixas, muitas vezes compressivas ou mesmo de tração de baixa intensidade. Porém, na cortical óssea palatina, normalmente as tensões atingiram valores maiores de tração, principalmente ao lado do pescoço do implante.

Ao se analisar os diferentes implantes, foi possível verificar que os implantes de cone morse mostraram um área de concentração de tensões mais extensa na região palatina, principalmente observada nos modelos de 60°.

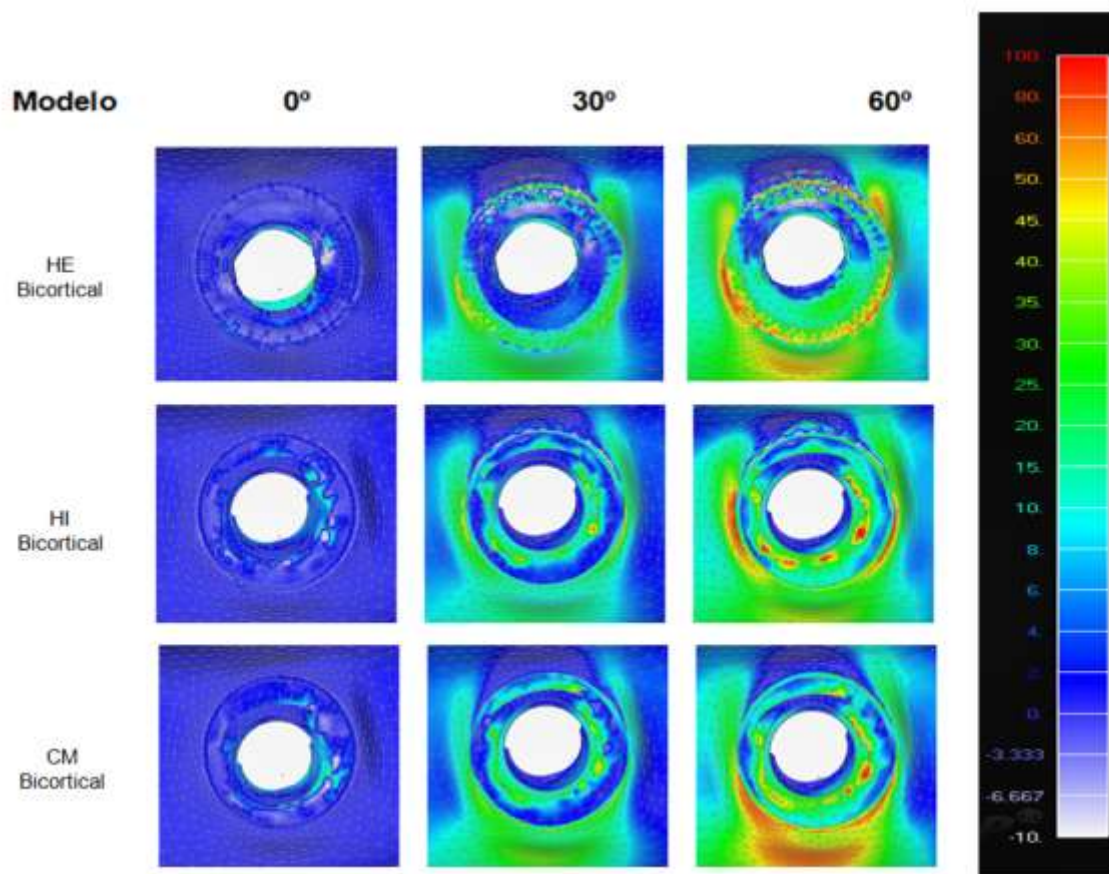
Figura 5 - Mapas de tensão Máxima Principal referente ao bloco ósseo em vista lateral. Modelo A: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono externo. Modelo B: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono interno. Modelo C: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de cone morse.



FONTE: VERRI 2013

Finalmente, para ilustração, figuras da região cervical dos implantes, em osso cortical, foram geradas para comparação. Nestas figuras é possível observar o que já foi descrito anteriormente para análise de tensão máxima principal. Assim, mais uma vez, a inclinação da força foi o principal fator de diferenciação entre os mapas de tensão.

Figura 6 - Mapas de tensão Máxima Principal referente ao bloco ósseo enfatizando região cervical. Modelo A: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono externo. Modelo B: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de hexágono interno. Modelo C: Prótese unitária implantossuportada por implante bicorticalizado de 4,0 x 10 mm com conexão de cone morse.



FONTE: VERRI 2013

Apesar disso, os mapas de tensão aparentemente vão diminuindo o teor de cores vermelhas nas conexões internas, principalmente para o implante de cone morse. Em análise direta dos modelos de cone morse ,figura 6, a inclinação de força de 60° mostra que praticamente não foi atingido o nível máximo do mapa plotado na região cervical, estando mais distribuído à distância quando comparado aos demais modelos.

5 DISCUSSÃO

Os valores obtidos, apesar de serem ligeiramente mais favoráveis aos implantes de cone morse, não significam maior ou menor viabilidade de uso de um implante em relação ao outro, mas sim, identificação de problemas biomecânicos que podem ocorrer pelo uso dos mesmos. Assim, se por um lado a sobrecarga dos parafusos dos implantes de hexágono externo pode tender a um maior número de fratura e/ou soltura dos mesmos, nos demais implantes, o risco biomecânico maior é para uma eventual fratura do próprio implante. Tanto uma quanto outra condição encontra respaldo na literatura para justificá-las (PJETURSSON et al. 2012). Além disso, apesar de testada a condição de 60°, isto também não significa que a todo o momento os implantes receberão cargas excessivas laterais, mas sim que em situações de risco máximo os resultados tendem ao descrito acima.

O fato de haver maior concentração de tensões de tração na região palatina era um achado já esperado, uma vez que a inclinação da força tende a comprimir o implante na vestibular e tracioná-lo na palatina. Porém, o ponto de discussão será sempre se estes valores são passíveis de prejudicar a biomecânica da osseointegração, uma vez que estes valores não atingem os limites citados pela literatura, com o osso cortical humano apresentando uma resistência máxima a compressão de 140MPa até 170 Mpa e uma resistência máxima a tração de 72MPa até 76 MPa, com um limite de elasticidade de 60MPa (PAPAVASILIOU et al. 1996).

Os implantes de cone morse mostraram maiores tensões na região palatina. Porém, apesar de indicativo de pior resultado, os picos de coloração avermelhada, indicativos de altas concentrações de tensão, desapareceram nesta área. Assim, a uma primeira vista e por análise qualitativa visual, é razoável admitir que, muito embora este implante possa não ter melhorado a distribuição, diminuiu o valor máximo atingido, o que muitas vezes é vantajoso nas reabilitações. Os mapas dos modelos com implantes de hexágono externo e hexágono interno foram muito próximos entre si. Assim, e considerando que altos picos de tensão, clinicamente, podem iniciar um processo de

remodelação óssea por reabsorção, é esperado que a biomecânica dos implantes de cone morse seja mais favorável sobre este ponto de vista.

Cabe ressaltar que todos os modelos seguiram metodologia de próteses cimentadas e não foi testada diferenciação entre a biomecânica do tipo de fixação protética entre cimentada e parafusada entre os modelos estudados. Estas variações serão testadas em próximo projeto cuja análise irá englobar outras variáveis de estudo, como comprimentos diferentes e alturas ósseas diferentes.

6 CONCLUSÃO

Portando, nas condições do estudo, e por análise visual apenas, os resultados tendem a um melhor ganho biomecânico quando da utilização de implantes de conexão interna, principalmente com conexão tipo cone morse.

REFERÊNCIAS

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:11-25.

Almeida DAF, Pellizer EP, Verri FR, Santiago Junior JF, 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.* 2013 May 20.

Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66:1493-8.

Balshi T, Hernandez RE, Prysizlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:372-8.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating Implant/Abutment rotational misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics.* Nov/Dec1996, Vol. 9 Issue 6, p511-519. 9p.

Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:95-103.

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.

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.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:558-61.

Ekfeldt A, Carlsson G, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:179-83.

Emmerich D, Att W, Stappert C. Sinus Floor Elevation Using Osteotomes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol* 2005; 76:1237-1251.

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.

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.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 585-598.

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.

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.

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.

Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct 23. doi: 10.1111/clr.12062.

Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses.* Chicago: Quintessence;1985:199-09.

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 Rehab.* 2006;33:75-8.

Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2549 morse taper connection implants: 1- to 6-Year Data. *J Periodontol* 2010, In Press.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:423-32.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:519-26.

Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1998:89-117.

Nentwig GH. The ankylos implant system: Concept and clinical application. *Journal of Oral Implantology.* 2004;30(3):171-7.

Papavasiliou G, Tripodakis AP, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont* 1996 May-Jun;9(3):254-60

Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. *J Oral Implantol.* 2011 Apr 4.

Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2012 Oct;38(5):587-94.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(Suppl. 6):22-38.

Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008;36(5):248-255.

Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Related Res* 2010;12(2):105-113.

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.

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.

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.

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.

Verri FR, Almeida DAF, Pellizzer EP, Santiago Júnior JF, Falcón-Antenucci RM, Noritomi PY, Verri ACG, Batista VES. Avaliação biomecânica de técnicas de ancoragem de implantes em prótese unitária maxilar anterior pelo MEF 3D. *Archives of Health Investigation* 2013; 2(2):Supl. 1.

