

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Faculdade de Odontologia

ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 3D DAS TENSÕES
EM IMPLANTES NO SISTEMA “ALL-ON-4” E EM PRÓTESE FIXA COM 6
IMPLANTES

GUILHERME COSTA CARVALHO SILVA

Belo Horizonte

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

GUILHERME COSTA CARVALHO SILVA

ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 3D DAS TENSÕES
EM IMPLANTES NO SISTEMA “ALL-ON-4” E EM PRÓTESE FIXA COM 6
IMPLANTES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Elton Gonçalves Zenóbio
Co-Orientador: Prof. Dr. José Alfredo Gomes de Mendonça

Belo Horizonte

2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S586a Silva, Guilherme Costa Carvalho
Análise pelo método de elementos finitos 3D das tensões em implantes no sistema “All-on-4” e em prótese fixa com 6 implantes. Belo Horizonte, 2009. 49f. : Il.

Orientador: Elton Gonçalves Zenóbio.
Co-orientador: José Alfredo Gomes de Mendonça.
Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Maxila. 3. Biomecânica. 4. Método dos elementos finitos. I. Zenóbio, Elton Gonçalves. II. Mendonça, José Alfredo Gomes de. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314-089.843

DEDICATÓRIA

À minha família, em especial à minha mãe, Verônica, que não pôde acompanhar de perto o final dessa trajetória.... mas, tenho certeza de que no lugar melhor que está, acompanhada de Deus, sentiu-se feliz com a realização deste trabalho.

Ao meu pai, Edmar, mais que um Professor de Odontologia, um mestre para a vida, sempre com ética, moral e responsabilidade. À Tainah, pelo apoio, pela paciência, pelo amor. À Anna Julia e meus irmãos Ana Marina, Frederico e Anna Sofia, sempre presentes.

AGRADECIMENTOS

Em especial a minha família e a Deus.

Aos meus orientadores, Professores Doutores José Alfredo Gomes de Mendonça e Éltton Gonçalves Zenóbio, pelos ensinamentos valiosos e dedicação.

Ao Professor Doutor Jánes Landre Júnior, pelo total apoio e disponibilidade para realização desse projeto.

À Luiza Randazzo Lopes, pela disposição e pelo trabalho computacional árduo.

Aos Professores Marcos Dias Lanza, Paulo Roberto Gomes do Nascimento, Antônio Henrique Corrêa Rodrigues, Maurício Greco Cosso, Peterson Antônio Dutra de Oliveira, Peter Reher, Wellington Corrêa Jansen, Roberval de Almeida Cruz, e demais Professores das disciplinas de Domínio Conexo.

As funcionárias da Secretaria de Pós-Graduação, Angélica e Silvânia e as funcionárias do Bloco Cirúrgico e da Clínica 1.

Aos meus Colegas: Branca, Bruno, Davidson, Francisco, Juliana, Leonardo, Marcos, Mariana, Marília e Rodrigo.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|-----------------|----|
| Figura 01 | 30 |
| Figura 02 | 30 |
| Figura 03 | 31 |
| Figura 04 | 32 |
| Figura 05 | 34 |
| Figura 06..... | 36 |
| Figura 07..... | 36 |
| Figura 08..... | 37 |
| Figura 09 | 38 |
| Figura 10..... | 39 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|----------------|----|
| Tabela 1 | 32 |
| Tabela 2 | 34 |
| Tabela 3 | 39 |

LISTA DE ABREVIATURAS

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

CAD – Computer-aided design (Projeto assistido por computador)

CAM – Computer-aided manufacturing (Confecção assistida por computador)

GPa – Giga Pascal

MPa – Mega Pascal

mm – Milímetro

N – Newton

Ti Cp – Titânio comercialmente puro

SEQV – Tensões equivalentes de Von Mises

μm – Micrômetro

RESUMO

A reabilitação da maxila totalmente edêntula com uso de implantes osseointegráveis normalmente é limitada pela baixa densidade e quantidade ósseas e pela presença dos seios maxilares. Esses fatores podem restringir um planejamento restaurador racional, baseado na instalação de um número adequado de implantes em posições geométricas chaves, proporcionando uma prótese biomecanicamente funcional. Na tentativa da resolução dessas condições desfavoráveis à instalação de implantes em maxila, diversas abordagens têm sido propostas, como enxertos ósseos, fixações zigomáticas, implantes curtos e implantes inclinados. Uma alternativa conservadora é o “All-on-4” (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), que consiste em uma prótese fixa suportada por 4 implantes, sendo os 2 posteriores instalados inclinados até 45° tangenciando a parede anterior do seio maxilar, e os 2 anteriores instalados verticalmente. Entretanto, estudos biomecânicos de apenas 4 implantes suportando uma reconstrução total fixa de maxila são raros. Por meio do método dos elementos finitos 3D, comparou-se a distribuição de tensões geradas por simulação de carga funcional nos implantes em 2 situações: em uma prótese no sistema “All-on-4” e em uma prótese fixa suportada por 6 implantes. Modelos 3D das 2 situações foram construídos assistidos pelo *software* SolidWorks (SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, EUA) e, posteriormente, foi gerada a malha de elementos finitos. Nos 2 modelos, 4 carregamentos distintos foram simulados: (1) carga vertical bilateral nos cantilevers (1^{os} molares), 2^{os}, 1^{os} pré-molares e caninos; (2) carga horizontal unilateral no canino, (3) carga vertical unilateral no cantilever; e (4) carga vertical unilateral no 2^o pré-molar, simulando ausência do cantilever. Os resultados mostraram um padrão de distribuição de tensões semelhante entre os 2 modelos, com os pontos de maior tensão sempre se localizando na plataforma do implante distal do lado de aplicação da carga. Os valores máximos das tensões equivalentes de Von Mises foram maiores no modelo “All-on-4”, entre 7 e 29% dependendo do carregamento. Comparando-se as tensões máximas dentro dos mesmos modelos para a situação de cantilever e sua ausência, observou-se um aumento na tensão de 92% e 110% na presença do cantilever para os modelos “All-on-

4” e com 6 implantes, respectivamente. O padrão de localização e distribuição das tensões foi semelhante nos 2 modelos. Concluiu-se que a adição de implantes, aumentando o suporte da prótese, resultou na diminuição dos valores máximos de tensões de Von Mises. Cantilever deve ser evitado ou minimizado, já que sua presença aumenta expressivamente as tensões no implante distal.

Palavras-chave: Implantes inclinados. Maxila atrófica. Biomecânica. Elementos finitos 3D. Tensão.

ABSTRACT

The rehabilitation of the edentulous maxilla using dental implants is usually limited by poor bone density and quantity and by the presence of the maxillary sinuses. These factors may restrict a rational planning, based on the installation of an adequate number of implants in key sites, providing a biomechanically functional prosthesis. Attempts to resolve these unfavorable conditions include bone grafts, zygoma fixtures, short implants and tilted implants. A conservative alternative is the "All-on-4" (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden), which consists of a fixed prosthesis supported by 4 implants, with the 2 posterior implants tilted until 45°. However, biomechanical studies of only 4 implants supporting a full maxillary fixed reconstruction are rare. Using the 3D finite element method, the stress distribution in the implants generated by the simulation of functional masticatory loads was compared in 2 situations: in an "All-on-4" and in a fixed prosthesis supported by 6 implants. 3D models of the 2 situations were built assisted by the software SolidWorks (SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, USA), and subsequently the finite element mesh was generated. In the 2 models, 4 different loads were applied: (1) vertical simultaneous load on cantilever (1st molars), 2nd and 1st premolars and canines; (2) horizontal load on unilateral canine; (3) vertical load on unilateral cantilever; and (4) vertical load unilaterally on the 2nd premolar, simulating absence of the cantilever. The results showed a similar pattern of stress distribution between the 2 models, with the points of greatest tension located on the platform of the distal implant. The maximum Von Mises stresses on implants were higher in the model "All-on-4", between 7% and 29%. Comparing the maximum Von Mises stress within the same models, there has been an increase in stress of 92% and 110% in the presence of the cantilever, in the "All-on-4" and in the 6 implants model, respectively. It was concluded that the presence of the 5th and 6th implants led to a reduction of stress in all loading simulation. Cantilever should be shortened or avoided, as its presence increases the stress.

Key-words: Tilted implants. Atrophic maxilla. Biomechanics. 3D finite element method.
Mechanical stress.

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO GERAL..... | 13 |
| 2 OBJETIVOS..... | 16 |
| 2.1 Objetivos gerais..... | 16 |
| 2.1 Objetivos específicos..... | 16 |
| 3 ARTIGO DE REVISÃO DA LITERATURA..... | 17 |
| 4 ARTIGO DA DISSERTAÇÃO..... | 26 |
| REFERÊNCIAS GERAIS | 44 |

1 INTRODUÇÃO GERAL

A reabilitação oral por meio de próteses suportadas por implantes osseointegrados é uma alternativa de tratamento consagrada cientificamente (ADELL et al., 1981). O protocolo desenvolvido por Brånemark et al. (1977) pregava a instalação de implantes em posição vertical em rebordos com boa disponibilidade óssea, para que toda a fixação permanecesse envolvida pelo tecido duro. Ainda, havia a necessidade de um período de espera para a cicatrização óssea de 3 a 4 meses em mandíbula e de 6 meses em maxila antes de se efetuar a função sobre os implantes, resultando numa técnica que exigia dois estágios cirúrgicos. A técnica inicial demonstrou alta previsibilidade de sucesso em longo prazo, especialmente em reabilitações de mandíbulas edêntulas (ADELL et al., 1990; LINDQUIST et al., 1996; EKELUND et al., 2003; ATTARD e ZARB, 2004). Entretanto, o protocolo original tem sido alterado, motivado por novas necessidades dos pacientes, condições anatômicas desfavoráveis, como também a partir do desenvolvimento e avanço de tecnologias e investigações científicas.

Apesar do alto índice de sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis, observou-se um número maior de falhas nas reabilitações maxilares (ADELL et al., 1981). Com isso, alguns autores preconizaram um grande número de implantes para se suportar uma prótese total fixa maxilar (JEMT, 1994; MISCH, 2006). Entretanto, a reabilitação da maxila edêntula com uso de implantes osseointegráveis normalmente é limitada pela baixa densidade óssea, principalmente na região posterior, pela rápida reabsorção do processo alveolar que se segue à perda de dentes e pela presença dos seios maxilares, muitas vezes pneumatizados (DESJARDINS, 1992; RAZAVI et al., 1995; ULM et al., 1995; TRUHLAR et al., 1997; ULM et al., 1999; HENRY, 2002; FRIBERG, 2008). Esses fatores podem restringir um planejamento restaurador racional, baseado na instalação de um número adequado de implantes em posições geométricas-chaves, proporcionando uma prótese biomecanicamente funcional. A impossibilidade de se instalar implantes em regiões posteriores geraria próteses com cantilevers longos, resultando em risco de falhas de implantes, como comprovado por estudos clínicos e

mecânicos (RANGERT et al., 1989; SHACKLETON et al., 1994; WHITE et al., 1994; SERTGÖZ e GÜVENER, 1996). Na tentativa da resolução dessas condições desfavoráveis à instalação de implantes, diversas abordagens têm sido propostas, como enxertos ósseos (KELLER et al., 1987), levantamento da membrana do seio maxilar (BOYNE e JAMES, 1980; TATUM, 1986), implantes curtos com levantamento da membrana do seio maxilar através de osteótomos manuais (DEPORTER et al., 2005), implantes curtos (RENOUARD e NISAND, 2005), implantes instalados na região do processo pterigóide (BALSHI et al., 1999), fixações zigomáticas (BRÅNEMARK et al., 1998) e implantes inclinados (MATTSSON et al., 1999). Cada alternativa proposta apresenta suas indicações e limitações (AL-NAWAS et al., 2004; CHUNG et al., 2007; FRIBERG, 2008; ESPOSITO et al., 2008), mas é evidente que a aceitabilidade por parte do paciente é maior quanto menos invasivo, menos dispendioso financeiramente e mais rápido for o procedimento. Devido a isso, cada vez mais se procura o desenvolvimento de técnicas que não necessitem de enxertos ósseos, que utilizem menos implantes e proporcionem função imediata.

Aproveitando-se de algumas técnicas já estabelecidas na literatura, Maló et al. (2005) apresentaram uma possível solução para tratamento de maxilas atróficas, denominada “All-on-4” (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A modalidade consiste na instalação de apenas 4 implantes na maxila, sendo os 2 posteriores instalados na posição de pré-molares inclinados até 45° em uma direção mesial tangenciando a parede anterior do seio maxilar, com a plataforma protética emergindo na posição de 2° pré-molar ou 1° molar, e os 2 anteriores instalados verticalmente na posição de incisivos centrais, laterais ou caninos. As plataformas protéticas das fixações posteriores saindo em uma posição mais distal permitem a diminuição ou eliminação de cantilever. Os implantes podem ser carregados imediatamente através de uma prótese provisória acrílica. Dessa maneira, desenvolveu-se uma técnica simples, que evita enxertos ósseos e proporciona diminuição de custos, levando a um tratamento com melhor aceitabilidade por parte dos pacientes. Os resultados clínicos iniciais têm validado a modalidade (MALÓ et al., 2005; 2006; 2007), no entanto, estudos biomecânicos avaliando o comportamento de apenas 4 implantes, sendo 2 com inclinações de até 45°, suportando uma reconstrução total são raros.

Os estudos biomecânicos são essenciais para se observar o comportamento das tensões geradas pelas forças mastigatórias no sistema prótese-implante-tecidos de suporte. Tensões resultantes de sobrecarga oclusal podem causar perda óssea marginal e falha do implante (ISIDOR, 2001), assim como tensões aumentadas estão relacionadas a falhas mecânicas da estrutura protética (SILVA et al., 2008). O método dos elementos finitos tem sido largamente utilizado em implantodontia para análises de tensões em diversas simulações, como por exemplo, na avaliação das tensões na interface osso-implante, na interface intermediário-implante, nos componentes protéticos, entre outras aplicações, apresentando resultados validados pela literatura (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; LANZA, 2003; SATOH et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007). Trata-se de uma técnica de simulação numérica que visa à análise de tensão, deformação e deslocamento em estruturas de qualquer geometria. Para a análise, necessita-se de uma representação computacional em três dimensões da geometria real do objeto a ser estudado, com suas propriedades físico-mecânicas. Essa representação digital é decomposta em pequenos elementos, que mantém as mesmas características do objeto original. Os elementos são conectados entre si por nós, formando uma malha de elementos finitos, tornando-se apta para receber imposições de carga. Como se trata de um método numérico, não é invasivo (GENG et al., 2001; VAN STADEN et al., 2006; LOTTI et al., 2006).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos gerais

Objetiva-se avaliar comparativamente, por meio do método dos elementos finitos 3D, o comportamento mecânico de próteses totais fixas em maxila suportadas por 4 (“All-on-4”) e 6 implantes, com as fixações distais inclinadas em 45° junto à parede anterior do seio maxilar.

2.2 Objetivos específicos

Objetiva-se, por meio do método dos elementos finitos 3D, comparar a localização e a intensidade das tensões pela análise das tensões equivalentes de Von Mises nas situações de 4 e 6 implantes, em 4 simulações funcionais distintas: fechamento oclusal (carga vertical bilateral simultânea na região de 1^{os} molares, 2^{os} pré-molares, 1^{os} pré-molares e caninos); desocclusão pelo canino (carga horizontal unilateral palatino-vestibular na região de canino); carga no cantilever (carga vertical unilateral na região de 1^o molar) e carga na ausência de cantilever (carga vertical unilateral na região de 2^o pré-molar).

3 ARTIGO DE REVISÃO DA LITERATURA ¹

Título: Uso de implantes inclinados junto à parede anterior do seio maxilar na reabilitação de maxilas atróficas.

Introdução

Na maxila, principalmente na região posterior, o planejamento reabilitador com o uso de implantes osseointegráveis geralmente é dificultado pelo alto padrão de reabsorção óssea, pela baixa qualidade óssea e pela presença dos seios maxilares, que muitas vezes se apresentam pneumatizados (RAZAVI et al., 1995; ULM et al., 1995; TRUHLAR et al., 1997; ULM et al., 1999). A impossibilidade de se instalar implantes em regiões posteriores, normalmente geraria próteses com cantilevers longos, resultando em risco de falhas de implantes, como comprovado por estudos clínicos e mecânicos (RANGERT et al., 1989; SHACKLETON et al., 1994; WHITE et al., 1994; SERTGÖZ e GÜVENER, 1996). Diferentes alternativas têm sido propostas para o tratamento da maxila atrófica, como o uso de implantes curtos (RENOUARD e NISAND, 2005), enxertos ósseos autógenos (KELLER et al., 1987), enxertos com levantamento da membrana do seio maxilar (BOYNE e JAMES, 1980; TATUM, 1986), implantes instalados na região do processo pterigóide (BALSHI et al., 1999) e fixações zigomáticas (BRÅNEMARK et al., 1998). Contudo, cada uma dessas técnicas possui algumas desvantagens, como morbidade de áreas doadoras de enxerto, desconforto pós-operatório, previsibilidade discutível e complexidade operatória (AL-NAWAS et al., 2004; CHUNG et al., 2007; ESPOSITO et al., 2008).

O uso de implantes inclinados junto à parede anterior do seio maxilar foi proposto como alternativa conservadora para o tratamento de maxilas atróficas. A inclinação dos

¹ Artigo a ser submetido a revista *Implant News* (VM Comunicações: São Paulo).

implantes proporcionaria, além da fuga do seio maxilar, a utilização de fixações mais longas e possibilitaria a diminuição do cantilever distal (KREKMANOV e RANGERT, 1997; KREKMANOV et al., 2000). Cada vez mais essa técnica vem sendo utilizada nos casos de maxilas atróficas, uma vez que possibilita a não utilização de enxertos e outras técnicas complexas. Portanto, o objetivo desse trabalho é, a partir da revisão crítica da literatura, apresentar e discutir aspectos relacionados às reabilitações de maxilas utilizando implantes inclinados.

Revisão da Literatura

Aspectos anatômicos

Razavi et al. (1995) avaliaram 17 maxilas edêntulas de cadáveres adultos visando determinar qualidade e quantidade ósseas para instalação de implantes. As maxilas foram divididas em 4 regiões (1: incisivos, 2: caninos, 3: seio maxilar e 4: tuberosidade) e cada região foi mensurada e analisada histologicamente. Os resultados mostraram maior disponibilidade e qualidade ósseas nas regiões 1 e 2. A região 3 apresentou a menor quantidade óssea, enquanto a área 4 mostrou a qualidade mais deficiente. Ulm et al. (1995), em um estudo anatômico em 47 maxilas secas desdentadas totais e parciais, buscaram avaliar a disponibilidade óssea na região posterior para instalação de implantes. Encontraram um padrão de reabsorção maior em altura do que espessura, provavelmente devido à pneumatização do seio maxilar. Além disso, observaram que a manutenção de dentes anteriores retardava a reabsorção óssea na região posterior. Truhlar et al. (1997) avaliaram a qualidade óssea seguindo a classificação de Lekholm e Zarb (1985) utilizando-se de radiografias e avaliação clínica tátil durante a cirurgia de 2839 implantes instalados em diversas regiões maxilares e mandibulares. Para maxilas totalmente edêntulas, o osso mais comum observado foi o do tipo III, enquanto em 23% dos sítios maxilares posteriores foi observado osso tipo IV, a maior concentração entre todos os sítios avaliados. Ulm et al. (1999) avaliaram 156 secções das regiões de 1º molar, 1º pré-molar e incisivo lateral de

52 maxilas totalmente edêntulas. Por meio de histomorfometria de imagens digitalizadas das secções, foi observado menor número, volume e espessura da trabeculagem óssea na região de molares.

Implantes inclinados

Aparentemente, Krekmanov e Rangert (1997) foram os primeiros a apresentar a alternativa de se instalar implantes inclinados, buscando maior suporte e diminuição de cantilever. Em uma apresentação oral durante a 13ª Conferência Internacional de Cirurgia Bucal-Maxilo-Facial em 1997, foram apresentados resultados de mais de 2 anos de 20 casos consecutivos de maxilas tratadas com implantes distais inclinados junto ao seio maxilar. Durante esse período, não houve relato de problemas. Em seguida, Mattsson et al. (1999) utilizaram implantes inclinados evitando o seio maxilar, ansiando principalmente utilizar ao máximo a estrutura óssea remanescente, aumentando o comprimento da fixação. Em maxilas atróficas, os autores sugeriram a utilização de implantes inclinados com roscas expostas na face palatina, com isso conseguiriam utilizar fixações mais longas alcançando maior estabilidade primária. Quinze pacientes com indicação prévia para enxerto ósseo, apresentando maxilas totalmente desdentadas, receberam 86 implantes. Após 6 meses, próteses fixas metaloplásticas implantossuportadas foram instaladas. Com média de avaliação de 45 meses (36 a 54 meses), apenas 1 implante falhou. Os autores consideraram a técnica como alternativa aos enxertos ósseos. Posteriormente, Krekmanov et al. (2000), buscando minimização do cantilever distal com conseqüente melhora na distribuição de cargas, também utilizaram implantes inclinados em situações clínicas em maxila e mandíbula cujas anatomias impediam a instalação de fixações em posições posteriores. Os autores frisaram que com a técnica, implantes de maior comprimento poderiam ser instalados e a ancoragem aconteceria em osso de maior densidade. Em maxilas parciais e totalmente edêntulas, 30 implantes distais inclinados entre 30 e 35° margeando a parede anterior do seio maxilar foram instalados em 22 pacientes, com as próteses sendo confeccionadas após 6 meses. Após 5 anos, resultou-se em uma taxa de sobrevivência desses implantes de 98%. Os autores consideraram a técnica simples

e uma boa alternativa a enxertos. Tratando 25 pacientes com maxilas parcialmente edêntulas, Aparicio et al. (2001) avaliaram clinicamente a eficácia de implantes inclinados junto ao seio maxilar. Foram instalados 101 implantes, dos quais 42 inclinados, sendo esses últimos com comprimento mínimo de 15 mm. Após período de cicatrização média de 29 semanas, 29 próteses parciais fixas sem cantilevers, unindo os implantes inclinados e verticais, foram assentadas. Os resultados observados após um período médio de 37 meses revelaram sucesso de 100% das próteses, 91,3% dos implantes verticais e 95,2% dos implantes inclinados. Considerando apenas a sobrevivência dos implantes, a taxa foi de 96,5% para os implantes verticais e 100% para os inclinados. Problemas mecânicos estiveram presentes em 55,2% (16) das próteses, sendo o mais comum afrouxamento de parafuso do intermediário. A perda óssea marginal média foi de 1,21 mm para os inclinados e 0,92 mm para os implantes verticais, não sendo essa diferença significativa. Os autores concluíram que a técnica é mais simples, previsível, barata e mais rápida que técnicas de enxerto com levantamento da membrana do seio maxilar, sendo uma boa alternativa para reabilitações em regiões posteriores de maxila atrofica. Calandriello e Tomatis (2005) trataram 11 pacientes com perdas parciais na região posterior de maxila e outros 7 desdentados totais maxilares, utilizando próteses suportadas por implantes inclinados e verticais, imediatamente carregadas. Um total de 60 implantes foram instalados, sendo 27 inclinados tangendo os seios maxilares, emergindo numa posição mais distal. Próteses esplintadas foram assentadas no mesmo dia ou no dia seguinte à cirurgia. Após um ano de avaliação, houve sobrevivência de 97% e 96,3% dos implantes verticais e inclinados, respectivamente e 100% das próteses. A perda óssea marginal média foi de 0,82 mm e 0,34 mm para os implantes verticais e inclinados. Os autores ponderaram sobre as vantagens da técnica de se utilizar implantes inclinados evitando-se o seio maxilar: diminui-se cantilever, cria-se maior distância interimplante e usam-se menos implantes. Rosén e Gynther (2007) apresentaram um estudo retrospectivo de acompanhamento médio de 10 anos que avaliou a viabilidade de reabilitação em maxilas edêntulas com implantes inclinados, sem a necessidade de enxertos ósseos. Dezenove dos 33 pacientes iniciais completaram o estudo, sendo acompanhados por até 12 anos. Os participantes receberam implantes inclinados a mais de 30° próximos

ao seio maxilar (2 ou 4), e outras 2 fixações posicionadas verticalmente na região anterior, de acordo com a técnica de Mattsson et al. (1999). Todos os implantes inclinados foram travados bicorticalmente, aproveitando a parede anterior do seio e o soalho da fossa nasal, buscando-se alta estabilidade primária. Próteses implantossuportadas com cantilevers de aproximadamente 10 mm foram instaladas após um período médio de cicatrização de 6 meses. De um total de 103 implantes, apenas 3 falharam, todos no 1º ano, resultado em uma taxa de sobrevivência de 97,08%. As complicações clínicas mais comuns foram mucosite (47,3% dos pacientes) e problemas fonéticos iniciais (42,1% dos pacientes). Os autores consideraram que técnicas mais dispendiosas como enxertos ósseos seriam necessários apenas em grandes atrofia que ocorressem também na região anterior de maxila. Recentemente, Testori et al. (2008), isolando os resultados apenas de maxila de um trabalho anterior (CAPELLI et al., 2007), apresentaram resultados iniciais de um estudo prospectivo que visa avaliar o sucesso de reabilitações totais em maxila utilizando implantes inclinados e verticais. Quarenta e um pacientes receberam 6 implantes na maxila, sendo os 2 mais distais inclinados méso-distalmente junto à parede anterior do seio maxilar, e foram reabilitados em até 48 horas com próteses fixas imediatas. Após um período médio de avaliação de 22 meses, houve sucesso em 100% das próteses e apenas 5 implantes falharam, resultando em uma taxa de sobrevivência de 97,9% e 97,1% para os implantes verticais e inclinados, respectivamente. Não houve diferenças significativas entre a perda óssea marginal média ao redor dos implantes verticais e inclinados. Os autores concluíram que a técnica apresentou-se como viável. Tealdo et al. (2008), avaliaram a sobrevida e a perda óssea marginal de implantes utilizados para a reabilitação de 21 maxilas totalmente edêntulas. Utilizando 4 a 6 implantes, com os implantes distais inclinados, os pacientes receberam próteses fixas implantossuportadas em 24 horas. Após média de 20 meses de acompanhamento, 8 implantes falharam, resultando em taxa de sucesso de 92,8%. A perda óssea marginal observada no período foi de 0,84 mm. Não houve diferenças significativas entre a taxa de sucesso e a perda óssea entre os implantes inclinados e verticais. Concluiu-se que o protocolo apresentado foi efetivo.

Inicialmente desenvolvido para mandíbulas desdentadas (MALÓ et al., 2003), Maló et al. (2005) apresentaram a modalidade “All-on-4” para reabilitações em maxila. Dois implantes posteriores são instalados na posição de pré-molares, inclinados até 45° em uma direção mesial tangenciando a parede anterior do seio maxilar, com a plataforma protética emergindo na posição de 2° pré-molar ou 1° molar. A posição de emergência mais posterior dos implantes inclinados proporciona um cantilever mais curto, otimizando a biomecânica. Os 2 implantes anteriores são instalados verticalmente na posição de incisivos centrais, laterais ou caninos. No estudo inicial com resultados de 1 ano (MALÓ et al., 2005), 32 pacientes foram reabilitados com próteses provisórias de acrílico instaladas poucas horas após a fixação dos 4 implantes. Foram utilizados 128 implantes e mais 51 implantes de resgate, esses últimos não sendo ativados imediatamente. Após o período de avaliação, houve sobrevivência de 97,6% dos implantes, com perda óssea marginal média de 0,9 mm. Dois dos 3 implantes falhos foram instalados em bruxomas, enquanto o outro perdido não obteve estabilidade inicial. Posteriormente, Maló et al. (2006), utilizando 234 implantes em 46 pacientes, aplicaram o “All-on-4” em 27 maxilas. Após 1 ano de acompanhamento, 2 implantes foram perdidos em 2 bruxomas, resultando em uma taxa de sobrevivência para os implantes em casos de “All-on-4” maxilares de 98,15%, com perda óssea marginal média de 1,2 mm. Já em 2007, Maló et al. avaliaram o “All-on-4” realizado por meio de cirurgia sem retalho. Utilizando guias cirúrgicos confeccionados por CAD-CAM, 23 pacientes (18 maxilas e 5 mandíbulas) foram reabilitados seguindo o protocolo “All-on-4” com 92 implantes. Após um período de avaliação médio de 13 meses, sendo que 51 implantes ultrapassaram 1 ano de avaliação, observou-se estabilidade de 97,2% das fixações maxilares, além de perda óssea marginal de 2 mm.

Avaliações mecânicas de implantes inclinados

Satoh et al. (2005) analisaram por meio do método de elementos finitos 3D os efeitos da inclinação seguindo as curvas de Wilson e Spee de implantes em mandíbula posterior. Uma secção de mandíbula posterior recebeu 2 implantes restaurados por uma prótese fixa esplintada de 2 elementos. Carregamentos foram realizados

analisando-se as angulações mesiais (2 implantes paralelos; implante distal com angulações mesiais de 5, 10 e 20°) e méso-linguais (2 implantes paralelos; implantes distais com inclinações méso-linguais de 5, 10 e 20°). Os resultados mostraram menores tensões nas angulações de 5 e 10°, e os autores concluíram que havia uma racionalidade biomecânica em se instalar implantes seguindo a inclinação natural dos dentes. Visando analisar os valores máximos de tensão induzidos em implantes inclinados mesio-distalmente, Çaglar et al. (2006) utilizaram o método de elementos finitos 3D. Implantes cilíndricos foram instalados em um segmento de maxila posterior, em 2 modelos distintos, nas seguintes posições: 1° pré-molar, 2° pré-molar e 2° molar; e 2° pré-molar e 2° molar. Variações (0°, 15° e 30°) na inclinação foram utilizadas nos implantes instalados na área de 2° molar. Sobre os implantes, foram desenhadas próteses fixas esplintadas de 4 elementos, com o 1° modelo apresentando o elemento suspenso na área de 1° molar e com o 2° modelo apresentando além do elemento suspenso na região de 1° molar um cantilever mesial na área de 1° pré-molar. Cargas axiais (total de 470N), oblíquas (940N) e horizontais (135N) foram aplicadas divididas em vários nodos da superfície oclusal dos dentes. Independentemente do modelo e da angulação dos implantes, as maiores tensões de Von Mises foram encontradas nas cargas oblíquas, enquanto as menores foram observadas nas cargas axiais verticais. Observou-se também que a inclinação dos implantes aumentou as tensões, entretanto todos os valores resultantes não excederam o ponto de fratura do titânio. Zampelis et al. (2007) avaliaram por meio do método de elementos finitos em 2D se a inclinação de implantes esplintados aumentava a tensão na região da plataforma do implante e se o uso de implantes inclinados distais seria vantajoso biomecanicamente se comparado ao uso de cantilevers. Dois implantes com roscas foram inseridos em um bloco simulando osso, e foram unidos por uma barra de titânio. Uma força de 50N foi aplicada na parte distal da barra em diferentes arranjos protéticos: implantes verticais com cantilever; implante distal inclinado a 10, 20, 30 e 45° com cantilever; implante distal (13 mm de comprimento) inclinado a 45° sem cantilever e implante distal (19 mm de comprimento) inclinado a 45° sem cantilever. Não houve diferença na comparação das tensões geradas entre os modelos com implantes verticais e com o implante distal inclinado, independente da inclinação. Comparando-se os modelos com e sem cantilever,

demonstrou-se um aumento das tensões, em quase 2 vezes, na região cervical do implante. Os autores concluíram que houve vantagens na utilização de implantes inclinados para eliminação de cantilever.

Discussão

Geralmente, o estabelecimento de um desenho adequado de prótese implantossuportada para maxilas edêntulas é complexo. A quantidade e qualidade de osso disponível determinam o número e posição de implantes, sendo que essa situação influencia no *design* da prótese, que muitas vezes pode ser inadequado no sentido mecânico, funcional, estético ou de higienização (DESJARDINS, 1992). Outra implicação causada pela baixa qualidade e quantidade ósseas é uma taxa de sucesso menor das reconstruções sobreimplantes em maxila, comparada as reabilitações de mandíbula (HENRY, 2002). Portanto, principalmente para maxilas bastante reabsorvidas, técnicas reconstrutivas ou de ancoragem zigomática, entre outras, seriam opções para permitir uma correta distribuição dos implantes (FRIBERG, 2008). Entretanto, atualmente, buscam-se alternativas mais conservadoras e previsíveis, sendo uma delas, a utilização de implantes inclinados junto à parede anterior do seio maxilar.

Estudos clínicos avaliando a sobrevida de implantes inclinados em maxila têm demonstrado alta previsibilidade de sucesso das fixações e próteses (MATTSSON et al., 1999; KREKMANOV et al., 2000; APARICIO et al., 2001; CALANDRIELLO e TOMATIS, 2005; MALÓ et al., 2005; 2006; 2007; CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008; TEALDO et al., 2008), até em longo prazo (ROSÉN e GYNTHNER, 2007), sendo essa sobrevida semelhante a observada em implantes instalados verticalmente. As taxas próximas a 100% provavelmente estão relacionadas ao alto travamento conseguido para os implantes inclinados, uma vez que longas fixações (acima de 15 mm de comprimento) são preconizadas, possibilitando uma ancoragem tri cortical (parede anterior do seio maxilar, assoalho da fossa nasal junto ao pilar canino e na

cortical alveolar). Além disso, estudos biomecânicos pelo método de elementos finitos (SATO et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007) sugerem que a inclinação dos implantes *per se* não geraria problemas, já que as tensões geradas estariam abaixo do limite de deformação plástica do titânio.

Mecanicamente, verificou-se vantagem na utilização dos implantes inclinados. A emergência da plataforma protética em uma posição mais posterior permite a diminuição do cantilever protético. O extremo distal livre da prótese relaciona-se com risco de falha do implante (SHACKLETON et al., 1994), provavelmente devido à grande maximização de tensões induzidas nos implantes (tensões de compressão no implante mais próximo ao cantilever e tensões de tração no implante mais mesial) causada por momentos de dobramento (RANGERT et al., 1989; WHITE et al., 1994; SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; ZAMPELIS et al., 2007). Deste modo, há racionalidade biomecânica na utilização dos implantes inclinados quando se visa à minimização do comprimento do cantilever distal.

Algumas dificuldades técnicas podem estar presentes quando se utilizam implantes inclinados. Para a correta inclinação da fixação junto ao seio maxilar, sugere-se que a parede anterior do mesmo seja localizada por meio de uma pequena perfuração na parede lateral, em seguida sendo instalado um guia na linha média para orientar a inclinação das perfurações (MALÓ et al., 2005). Na fase protética, intermediários angulados devem ser utilizados, visando proporcionar um assentamento adequado da estrutura protética (SILVA et al., 2008). Outro cuidado a ser tomado é com relação à abertura de boca do paciente; portanto, deve-se checar a acessibilidade de chaves e instrumentais na região posterior durante o planejamento.

Conclusões

A utilização de implantes inclinados na reabilitação de maxilas atroficas tem demonstrado ser uma alternativa viável de tratamento em casos bem planejados. Resultados de longo período são necessários para previsibilidade total da técnica.

4 ARTIGO DA DISSERTAÇÃO ²

Título: Comparação pelo método dos elementos finitos de tensões nos implantes em próteses suportadas por 4 e 6 implantes.

Introdução

O tratamento reabilitador com o uso de implantes osseointegráveis tem se mostrado previsível e bem documentado (ADELL et al. , 1981; EKELUND et al., 2003; ATTARD e ZARB, 2004). No entanto, a utilização dos implantes pode ser limitada ou impedida por alguns fatores, como disponibilidade, qualidade ósseas e limites anatômicos. Na maxila, principalmente na região posterior, o planejamento com implantes normalmente é dificultado pelo alto padrão de reabsorção óssea, pela baixa qualidade óssea e pela presença dos seios maxilares, que muitas vezes se apresentam pneumatizados (RAZAVI et al., 1995; ULM et al., 1995; TRUHLAR et al., 1997; ULM et al., 1999). A impossibilidade de se instalar implantes em regiões posteriores, normalmente geraria próteses com cantilevers longos, resultando em risco de falhas de implantes, como comprovado por estudos clínicos e mecânicos (RANGERT et al., 1989; SHACKLETON et al., 1994; WHITE et al., 1994; SERTGÖZ e GÜVENER, 1996). Diferentes alternativas têm sido propostas para o tratamento da maxila atrófica, sendo uma das menos invasivas, o uso de implantes curtos (RENOUARD e NISAND, 2005). Entretanto, quando a altura óssea é insuficiente mesmo para os implantes de dimensões reduzidas, alternativas reconstrutivas como enxertos ósseos autógenos (KELLER et al., 1987) e enxertos com levantamento da membrana do seio maxilar (BOYNE e JAMES, 1980; TATUM, 1986), podem ser indicadas. Pode-se também lançar mão de outras técnicas, como implantes instalados na região do processo pterigóide (BALSHI et al., 1999) e fixações zigomáticas (BRÅNEMARK et al., 1998).

² Artigo a ser submetido ao *The Journal of Prosthetic Dentistry* (Elsevier: Saint Louis, USA).

Contudo, cada uma dessas técnicas possui algumas desvantagens, como morbidade de áreas doadoras de enxerto, desconforto pós-operatório, previsibilidade discutível e complexidade operatória (AL-NAWAS et al., 2004; CHUNG et al., 2007; ESPOSITO et al., 2008).

O uso de implantes inclinados junto à parede anterior do seio maxilar foi proposto como alternativa conservadora para o tratamento de maxilas atróficas edêntulas. A inclinação dos implantes proporcionava, além da fuga do seio maxilar, a utilização de fixações mais longas e possibilitava a diminuição do cantilever distal (KREKMANOV e RANGERT, 1997; KREKMANOV et al., 2000). Estudos clínicos (MATTSSON et al., 1999; APARICIO et al., 2001; CALANDRIELLO e TOMATIS, 2005; ROSÉN e GYNTHNER, 2007; CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008) e de análise pelo método de elementos finitos (SATO et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007) têm sugerido que a inclinação dos implantes *per se* não geraria problemas. Visando simplificar ainda mais o tratamento de maxilas atróficas com o uso de implantes inclinados, Maló et al. (2005) apresentaram uma técnica denominada “All-on-4” (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A modalidade consistia na instalação de apenas 4 implantes na maxila, sendo os 2 posteriores instalados na posição de pré-molares inclinados até 45° em uma direção mesial tangenciando a parede anterior do seio maxilar, com a plataforma protética emergindo na posição de 2° pré-molar ou 1° molar, e os 2 anteriores instalados verticalmente na posição de incisivos centrais, laterais ou caninos. Embora a utilização de apenas 4 implantes para uma reabilitação total fixa em maxila seja suportada por alguns estudos clínicos, principalmente quando se reporta resultados de curto prazo (MALÓ et al., 2005; 2006; 2007; TEALDO et al., 2008), alguns autores sugerem um número maior de implantes para se confeccionar uma prótese total fixa em maxila (JEMT, 1994; MISCH, 2006; CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008). Portanto, estudos biomecânicos seriam importantes para se determinar o comportamento de apenas 4 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados, suportando uma reconstrução total em maxila.

O método dos elementos finitos 3D é uma técnica de simulação numérica que possibilita a verificação dos níveis de tensão, deformação e deslocamento em estruturas quando sujeitas a carregamentos externos ou internos. Para a análise,

necessita-se de uma representação computacional em três dimensões da geometria real do objeto a ser estudado, com suas propriedades físico-mecânicas. Essa representação digital é decomposta em elementos finitos conectados entre si por nós, formando uma malha de elementos, tornando-se apta para receber imposições de carga. Como se trata de um método numérico, não é invasivo (GENG et al., 2001; VAN STADEN et al., 2006; LOTTI et al., 2006). Esse método vem sendo largamente utilizado nos estudos biomecânicos em implantodontia, como por exemplo, na avaliação das tensões na interface osso-implante, na interface intermediário-implante, nos componentes protéticos, entre outras aplicações, apresentando resultados validados pela literatura (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; IPLIKÇIOĞLU e AKÇA, 2002; LANZA, 2003; SATOH et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007).

O objetivo deste trabalho é, por meio do método de elementos finitos 3D, analisar comparativamente as tensões induzidas nos implantes entre uma prótese maxilar no sistema “All-on-4” e uma prótese total maxilar suportada por 6 implantes.

Material e Métodos

O desenvolvimento da metodologia contou com três fases distintas, assim descritas:

Pré-processamento

Nesta fase foram desenvolvidos os modelos tridimensionais de maxilas restauradas por meio do sistema “All-on-4” (MALÓ et al., 2005) e utilizando-se 6 implantes (CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008). A partir de uma imagem tridimensional de maxila humana em formato CAD, obtida por tomografia computadorizada (GOMES DE OLIVEIRA et al., 2006), modelou-se um bloco ósseo em

forma de arco com 7,5 mm de espessura e 15 mm de altura utilizando-se o *software* SolidWorks versão 2008 (SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, EUA). Foi estabelecida uma cortical óssea revestindo toda a maxila de 1 mm de espessura, e osso medular em toda estrutura interna desse osso, semelhante a um osso tipo 3 (LEKHOLM e ZARB, 1985).

Em seguida, os desenhos de uma prótese total fixa suportada por 4 implantes e de uma prótese total fixa suportada por 6 implantes foram realizados. Para o modelo de 4 implantes (Modelo “All-on-4”), 2 implantes de titânio comercialmente puro padrão Brånemark System MKIII (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) de 3,75 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento foram modelados sem roscas e posteriormente instalados bilateralmente, na posição de 2^{os} pré-molares (dentes 15 e 25), com inclinação de 45° na direção mesial. Dois implantes anteriores, também padrão Brånemark System MKIII de dimensões de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento sem roscas foram modelados e instalados em orientação vertical, bilateralmente, na posição de incisivos laterais (dentes 12 e 22). Intermediários protéticos de titânio do tipo Multi-Unit (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) com altura de 4 mm e angulação de 30°, nos implantes inclinados, e altura de 4 mm e perfil reto, nos implantes anteriores, foram reproduzidos conectados aos implantes. Uma barra protética rígida em ouro tipo 3 com 6 mm de espessura e 4 mm de altura em forma de arco (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996) unindo as fixações, foi desenhada e unida aos intermediários, apresentando um cantilever distal de 10 mm de comprimento (RANGERT et al., 1989) (Figura 01). Para o modelo com 6 implantes (Modelo 6 implantes), foi efetuada a mesma seqüência, adicionando-se 2 fixações verticais unidas à prótese através de intermediários retos de 4 mm de altura, na região de caninos (dentes 13 e 23) (Figura 02).

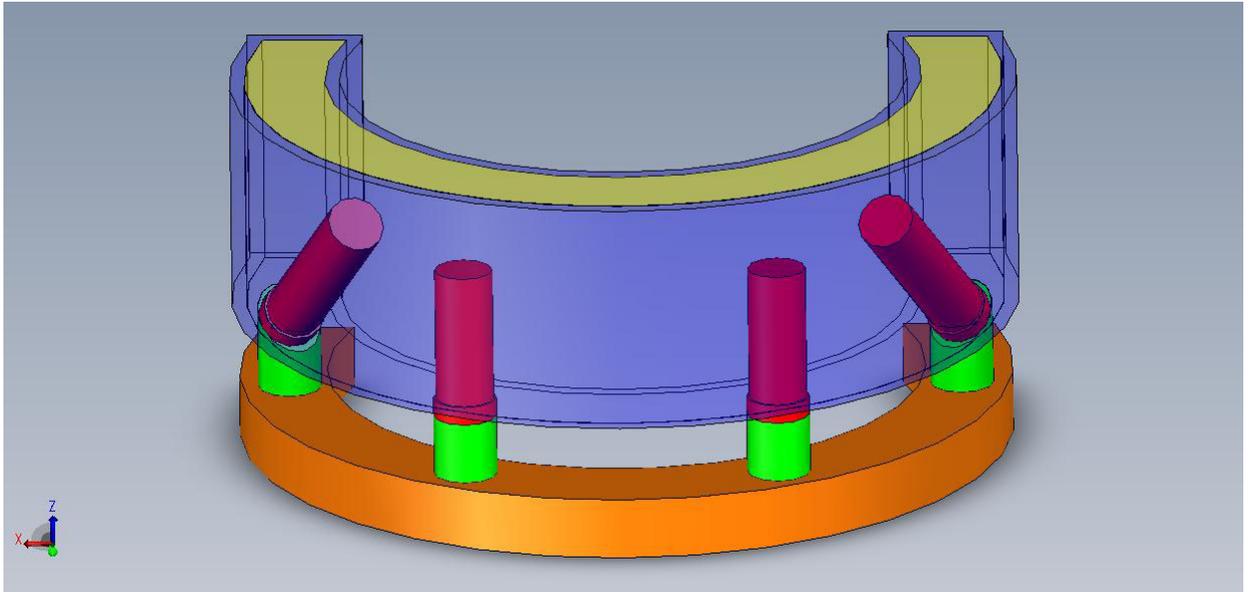


Figura 01. Modelo 3D "All-on-4".

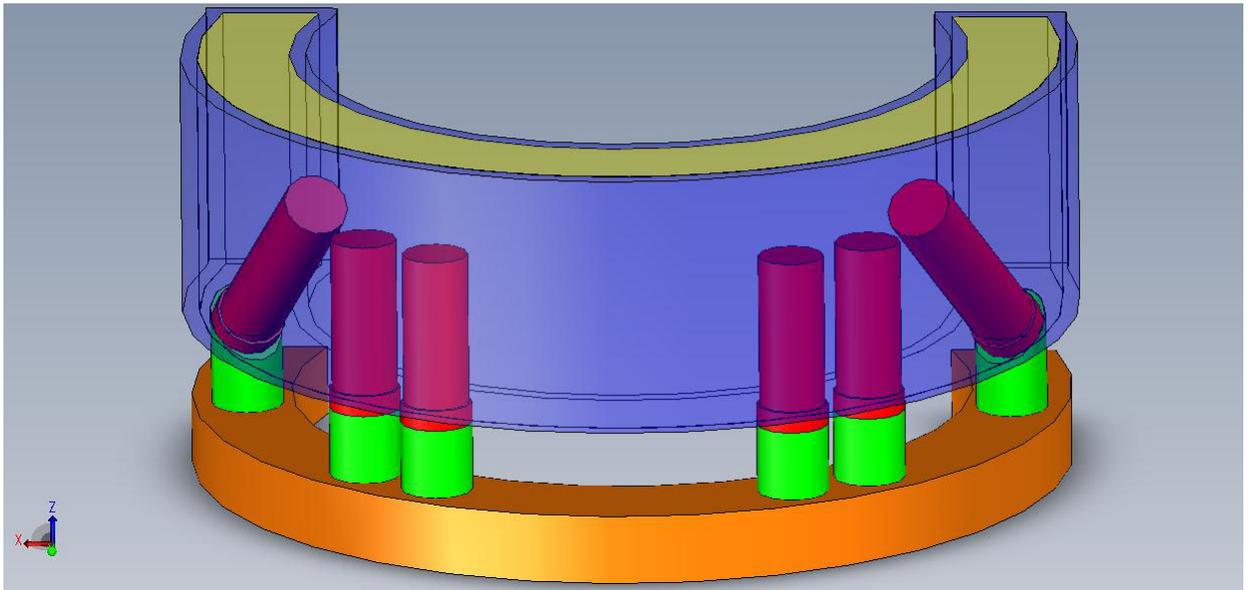


Figura 02. Modelo 3D com 6 implantes.

Finalizada a confecção do modelo em CAD, este foi discretizado (dividido) em elementos tetraédricos de base retangular com 3 graus de liberdade, interligados entre si por nodos, utilizando para tal o *software* Cosmos versão 2008 (SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, EUA), formando uma malha de elementos finitos

arranjada de maneira tridimensional. Gerou-se por fim, para o modelo “All-on-4”, uma malha com 38890 elementos e 59016 nós (Figura 03) e, para o modelo com 6 implantes, 42814 elementos e 64493 nós (Figura 04).

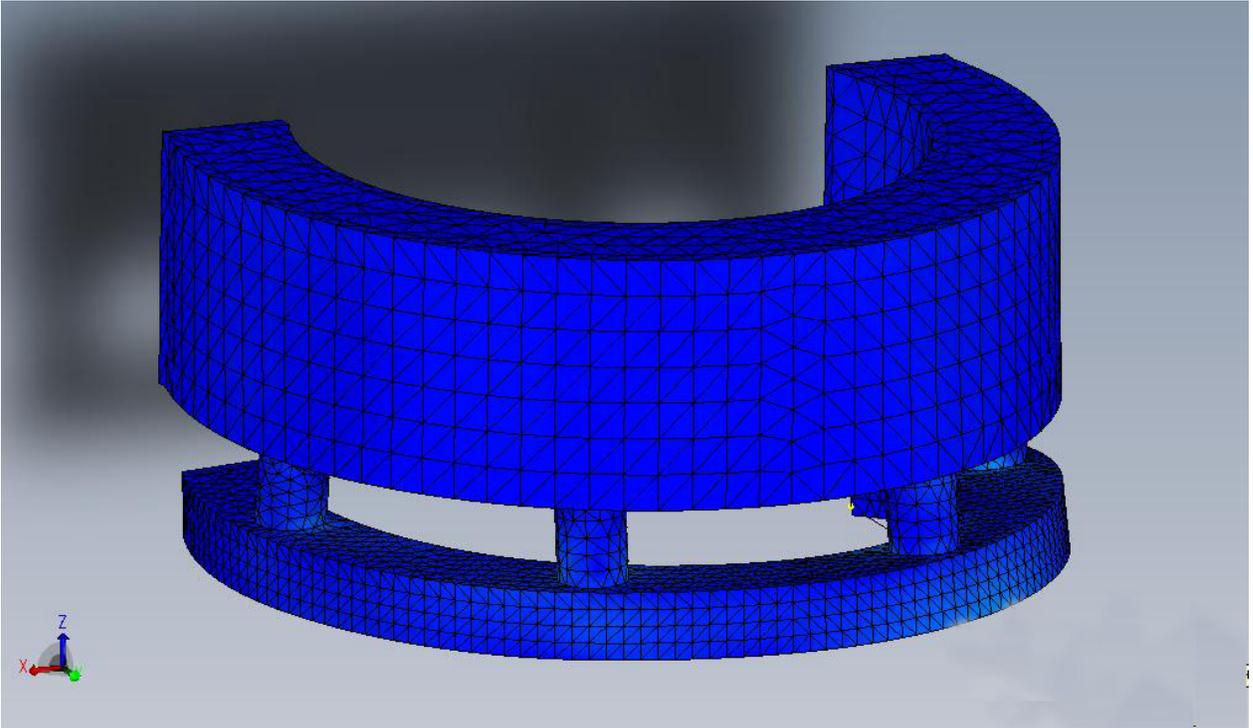


Figura 03. Malha de elementos finitos 3D gerada para o modelo “All-on-4”.

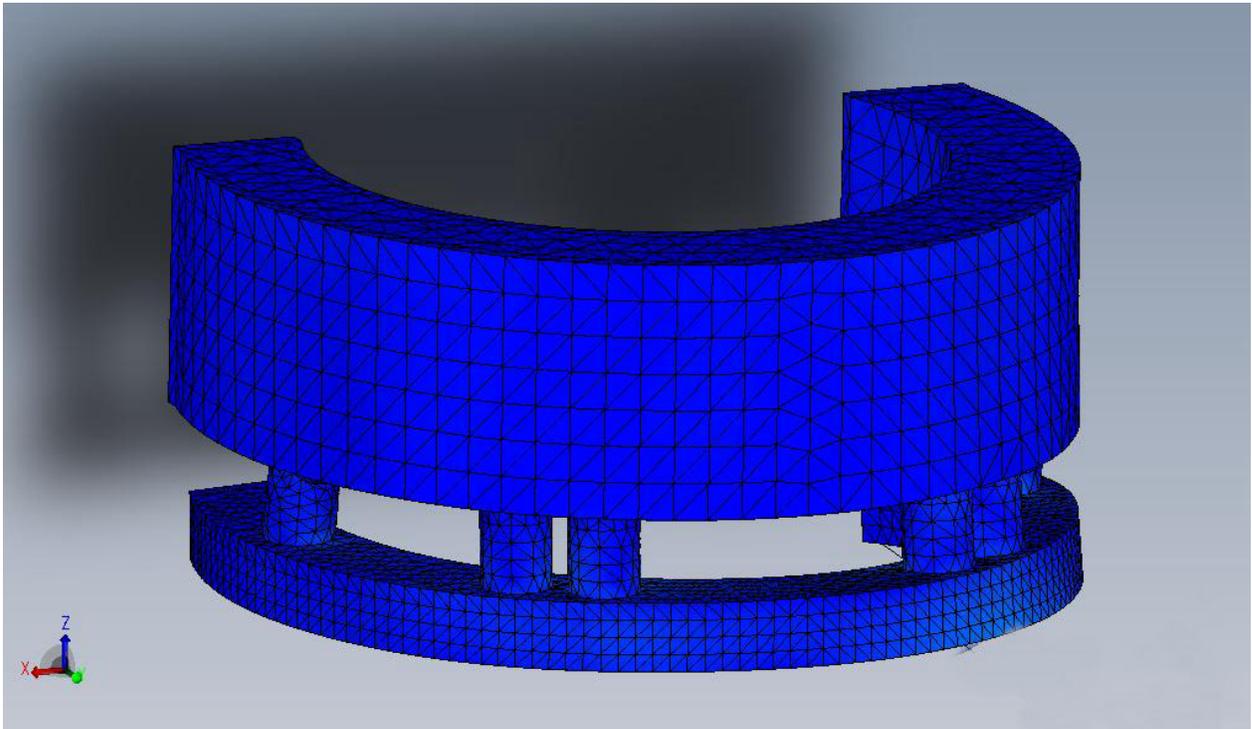


Figura 04. Malha de elementos finitos 3D gerada para o modelo com 6 implantes.

| Material | Módulo de Young (GPa) | Coefficiente de Poisson |
|---------------|-----------------------|-------------------------|
| Osso cortical | 13,7 | 0,30 |
| Osso medular | 1,37 | 0,30 |
| Titânio CP | 115 | 0,35 |
| Ouro tipo III | 100 | 0,30 |

Tabela 1. Valores do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no estudo (GENG et al., 2001; ÇAGLAR et al., 2006).

A tabela 1 mostra os valores do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no estudo (GENG et al., 2001; ÇAGLAR et al., 2006). Cada objeto do modelo possuía características elásticas lineares, o que resulta em uma deformação proporcional à força aplicada. O princípio da homogeneidade também foi assumido, já que os materiais foram tomados como homogêneos e isotrópicos, o que significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural. Os modelos apresentaram travamento total (ausência de

deslocamento) na região superior da maxila. Utilizou-se uma condição de contato ósseo em 100% do corpo do implante. Não houve *gaps* nas conexões implante-intermediário e intermediário-cilindro, sendo assumida uma situação de encaixe perfeito entre os implantes, osso e estrutura protética.

Solução

Para o desenvolvimento do estudo utilizando a técnica dos elementos finitos, foi utilizado o *software* Cosmos versão 2008 (SolidWorks, Santa Monica, CA, EUA).

Objetivando-se avaliar e comparar a distribuição de tensões nos implantes em ambos os modelos, foram simuladas 4 situações de carregamento em cada modelo, utilizando-se valores de carga próximos aos de movimentos funcionais (FILENI, 2007). Fechamento oclusal (carregamento 1): cargas estáticas verticais bilaterais e simultâneas, no valor de 200 N aplicadas em nodos posicionados em áreas de contatos oclusais na superfície oclusal dos 1^{os} molares (cantilevers); no valor de 150 N em áreas de contatos oclusais na superfície oclusal dos 2^{os} pré-molares; no valor de 150 N em áreas de contatos oclusais na superfície oclusal dos 1^{os} pré-molares ; e 100 N na distal dos caninos. Carregamento lateral (carregamento 2): cargas estáticas horizontais unilaterais, no valor de 50 N, aplicadas em nodos localizados na região palatina do canino (dente 23). Carregamento no cantilever (carregamento 3): carga estática vertical unilateral, no valor de 200 N, aplicada em nodos posicionados no cantilever (dente 26) e 200 N (carregamento 4) aplicados na região coincidente ao implante distal (dente 25) para simulação de ausência de cantilever (Tabela 2) (Figura 05).

| Carregamento | Direção da carga e local de aplicação | Carga (N) |
|--------------|---|--------------------|
| 1 | Verticais no cantilever - dentes 16 e 26, dentes 15 e 25, dentes 14 e 24, dentes 13 e 23. | 200, 150, 150, 100 |
| 2 | Horizontal na palatina do dente 23 | 50 |
| 3 | Vertical no cantilever – dente 26 | 200 |
| 4 | Vertical no dente 25 | 200 |

Tabela 2. Direções, locais e valores de cargas em Newtons (N) nos 4 carregamentos aplicados nos 2 modelos.

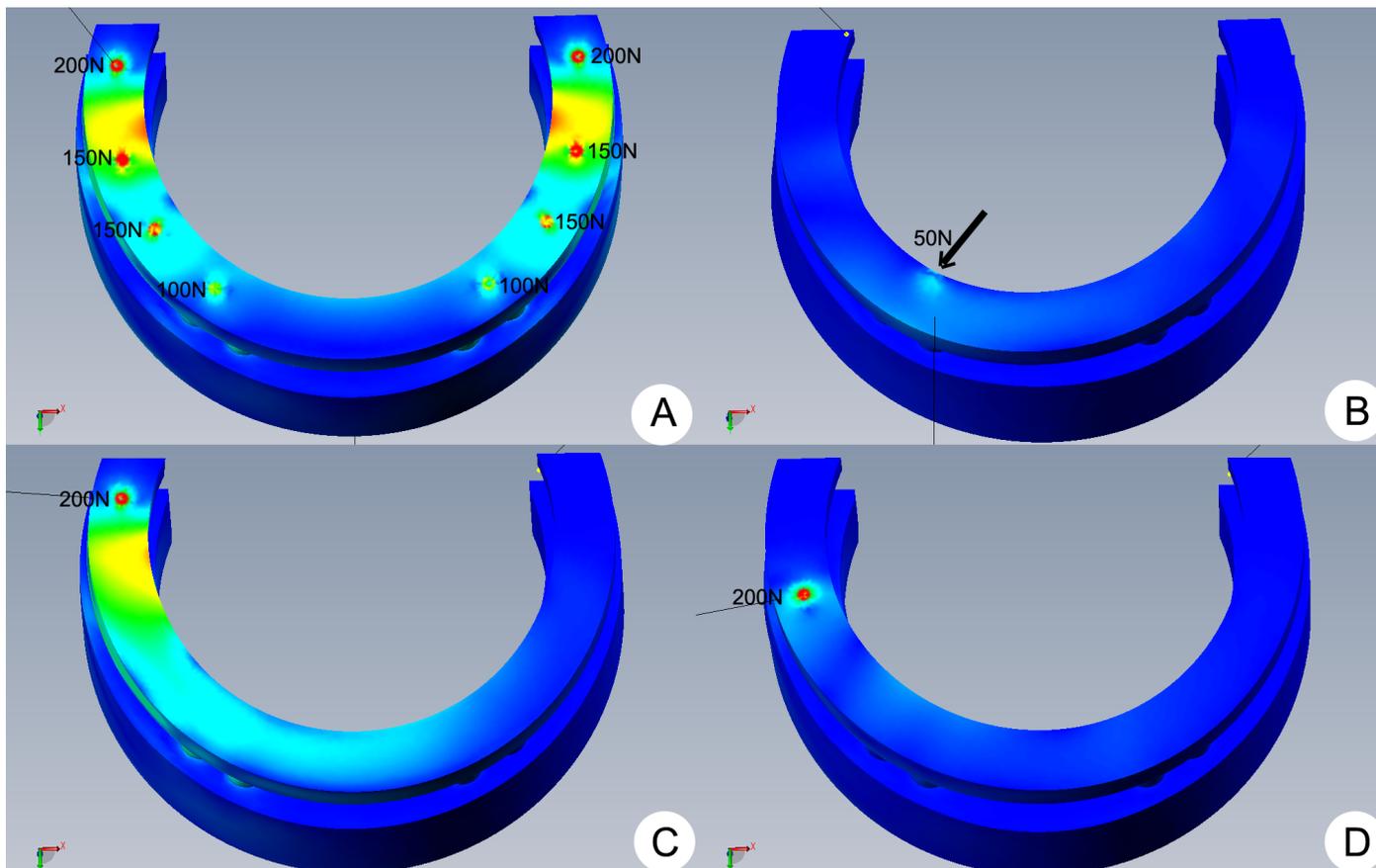


Figura 05. Vista oclusal dos modelos, evidenciando os pontos de aplicação e valores de carga em Newtons. A: Carregamento 1. B: Carregamento 2. C: Carregamento 3. D: Carregamento 4.

Pós-processamento

O comportamento de cada elemento do modelo frente à simulação de carga gerou funções algébricas. Para facilitar a interpretação, os resultados das soluções matemáticas foram convertidos em resultados gráficos expressos por meio de gradiente de cores, variando vermelho ao azul, sendo vermelho representativo do valor mais alto de tensões. Foram coletados e comparados os resultados das tensões nos 2 modelos, com os pontos de maior magnitude identificados pelas tensões equivalentes de Von Mises (SEQV).

Resultados

Os implantes foram plotados isoladamente dos modelos para facilitar a visualização das tensões geradas. A tabela de gradiente de cores das tensões SEQV foi padronizada em todos os carregamentos em valores entre 0 e 80 MPa. Portanto, as cores observadas em todos os modelos representavam os mesmos níveis de tensões.

No carregamento 1, as tensões se concentraram de maneira bem semelhante nos 2 modelos (Figuras 06 e 07). Os maiores valores de tensões foram localizados nos implantes distais, na área da plataforma do implante, na região mésio-palatina. Os valores máximos de SEQV foram de 139,4 MPa e 125,8 MPa para os modelos “All-on-4” e 6 implantes, respectivamente (Tabela 3). Analisando-se os implantes anteriores, observou-se uma redução das tensões e notou-se que, no modelo com 6 implantes, houve uma diminuição visível nas tensões no implante mesial, comparada ao mesmo implante no modelo “All-on-4”. O implante adicionado na região de canino recebeu mais tensões que o implante na região de incisivo lateral.

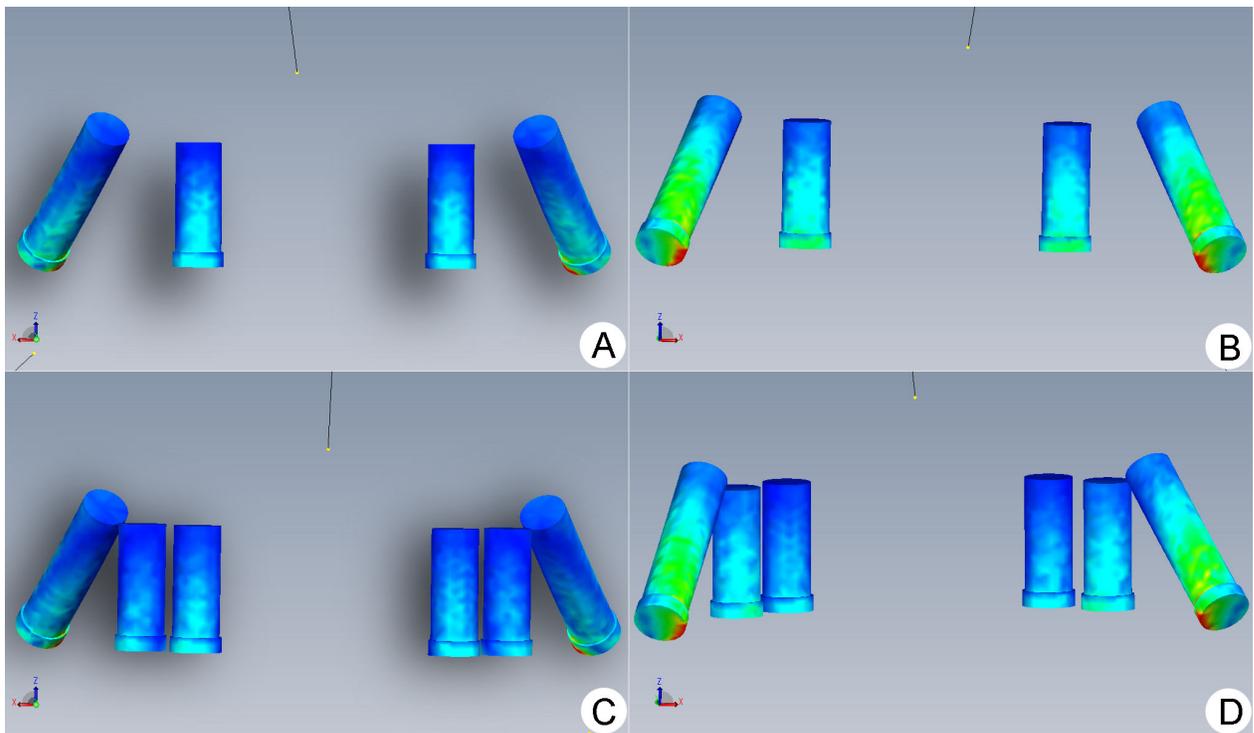


Figura 06. Tensões de Von Mises no carregamento 1. A: Modelo “All-on-4”, vista panorâmica frontal. B: Modelo “All-on-4”, vista panorâmica posterior. C: Modelo 6 implantes, vista panorâmica frontal. D: Modelo 6 implantes, vista panorâmica posterior.

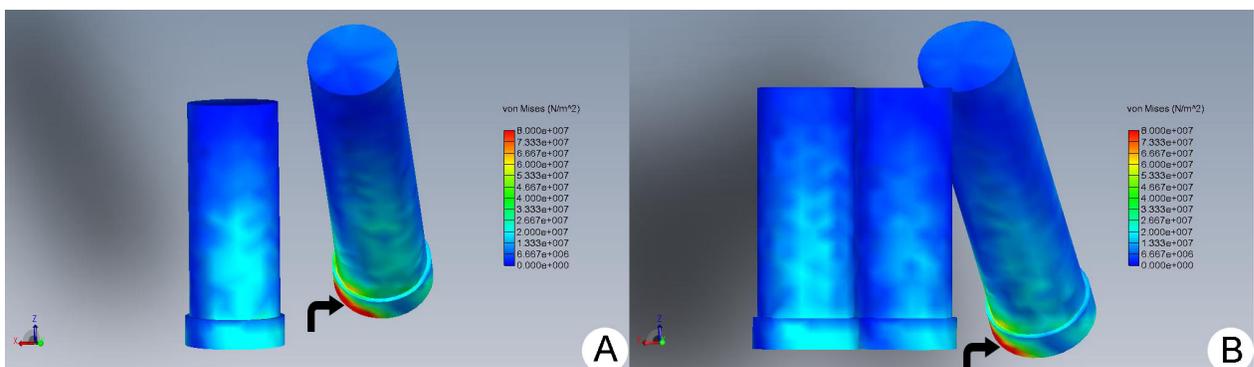


Figura 07. Tensões de Von Mises no carregamento 1. A: Modelo “All-on-4”, vista aproximada da área de maior tensão (seta). B: Modelo 6 implantes, vista aproximada da área de maior tensão (seta).

O carregamento 2 simulou uma situação de desocclusão pelo canino. Embora a carga horizontal tenha sido aplicada na barra, em área próxima a um implante na região

anterior, as maiores concentrações de tensões foram localizadas na plataforma do implante distal do mesmo lado da carga (Figura 08). Os maiores valores SEQV foram de 16,68 MPa e 12,87 MPa para o modelo “All-on-4” e modelo com 6 implantes, respectivamente. Observou-se também que as tensões induzidas nos demais implantes foram pequenas, principalmente no lado oposto ao da aplicação da força.

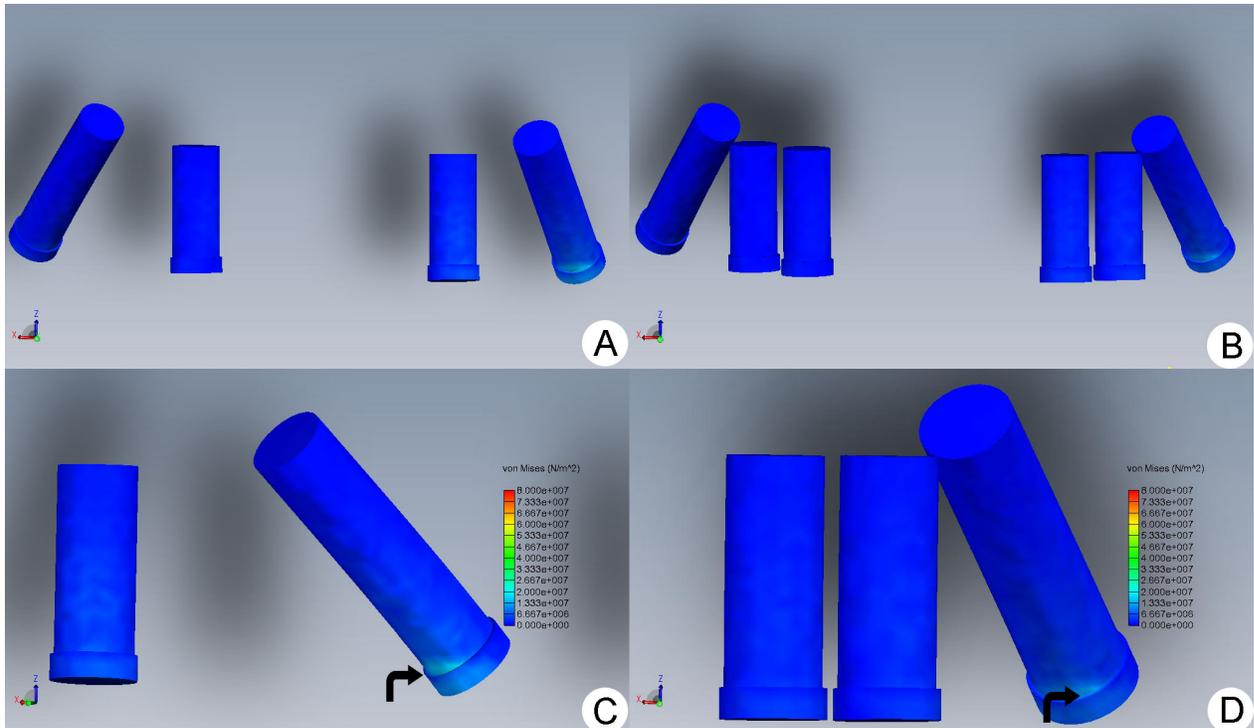


Figura 08. Tensões de Von Mises no carregamento 2. A: Modelo “All-on-4”, vista panorâmica frontal. B: Modelo 6 implantes, vista panorâmica frontal. C: Modelo “All-on-4”, vista aproximada da área de maior tensão (seta). D: Modelo 6 implantes, vista aproximada da área de maior tensão (seta).

A carga vertical no carregamento 3 foi aplicada no cantilever (dente 26), enquanto no carregamento 4 a mesma força foi aplicada na região de 2° pré-molar (dente 25), coincidente com o implante distal, simulando uma situação de ausência de cantilever. Os valores máximos SEQV, em todas as simulações, foram encontrados na plataforma do implante distal, localizado no lado de aplicação da carga (Figuras 09 e 10). No carregamento 3, os maiores valores de SEQV foram de 104,4 MPa e 97,46

MPa para os modelos “All-on-4” e 6 implantes, respectivamente. No carregamento 4, os maiores valores SEQV foram de 54,4 MPa e 46,4 MPa para os modelos “All-on-4” e 6 implantes, respectivamente. Comparando-se os carregamentos 3 e 4, observou-se que as tensões aumentaram em cerca de 2 vezes na presença do cantilever, em ambos os modelos.

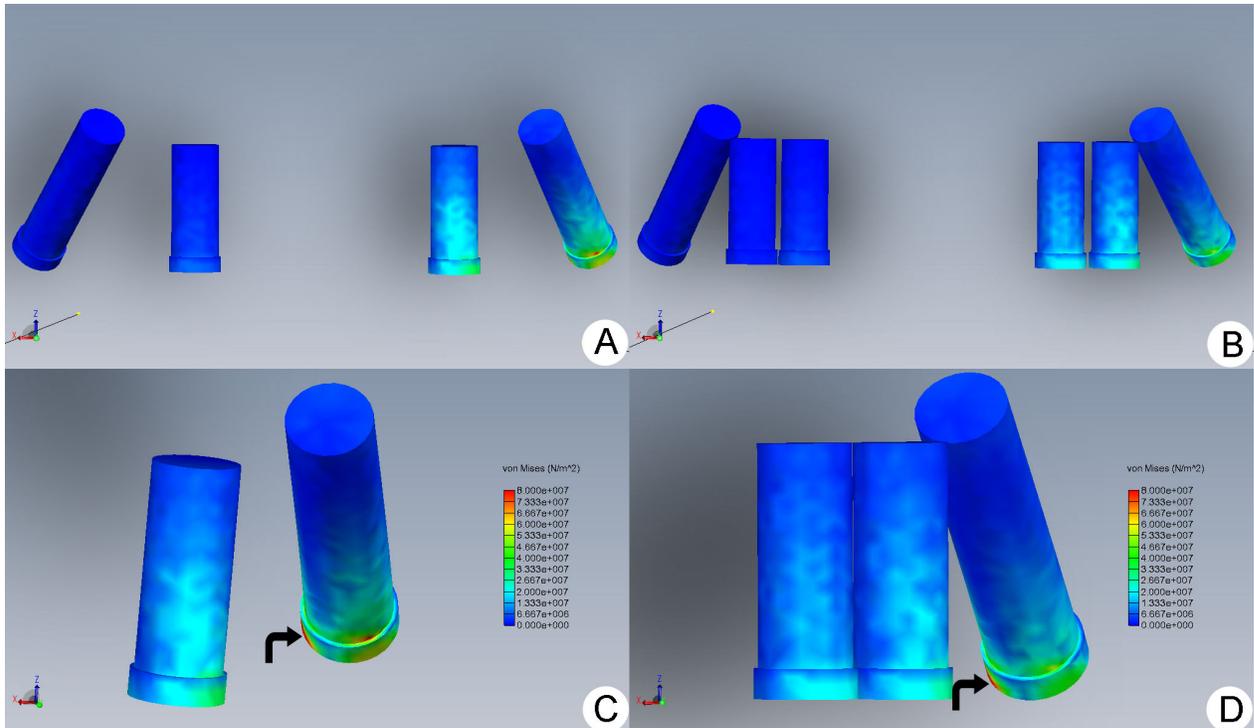


Figura 09. Tensões de Von Mises no carregamento 3. A: Modelo “All-on-4”, vista panorâmica frontal. B: Modelo 6 implantes, vista panorâmica frontal. C: Modelo “All-on-4”, vista aproximada da área de maior tensão (seta). D: Modelo 6 implantes, vista aproximada da área de maior tensão (seta).

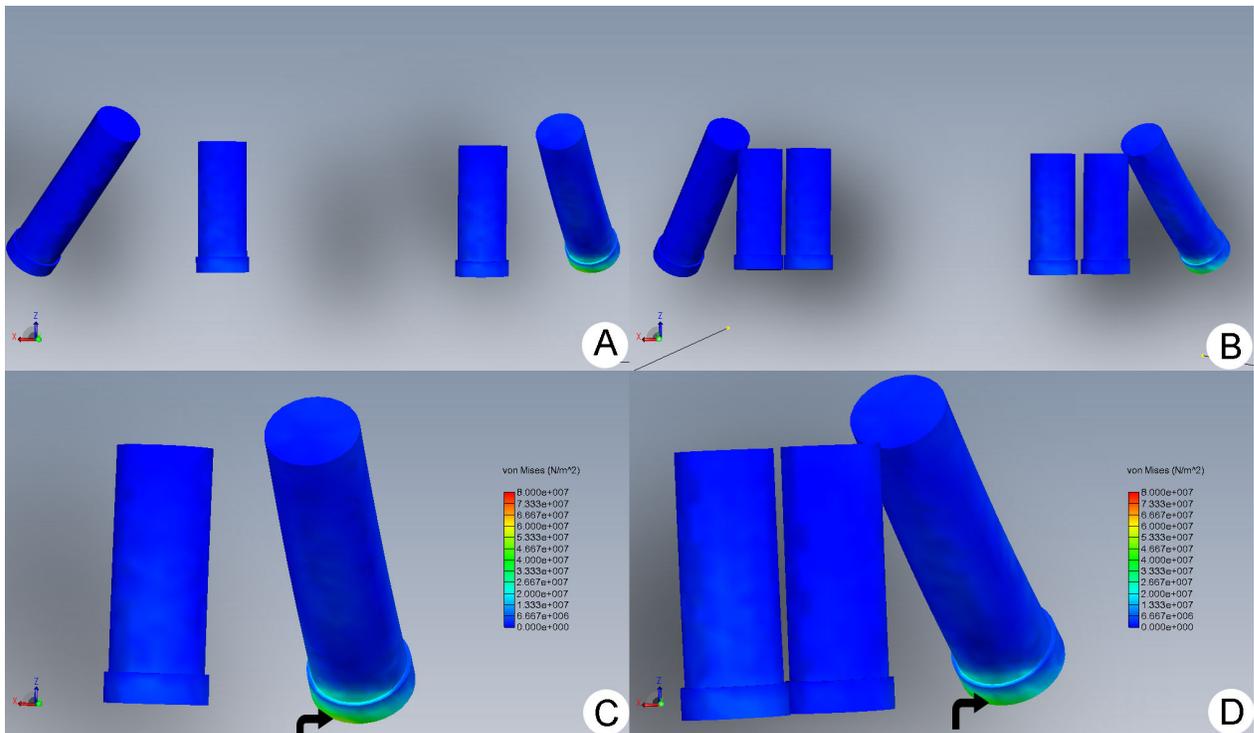


Figura 10. Tensões de Von Mises no carregamento 4. A: Modelo “All-on-4”, vista panorâmica frontal. B: Modelo 6 implantes, vista panorâmica frontal. C: Modelo “All-on-4”, vista aproximada da área de maior tensão (seta). D: Modelo 6 implantes, vista aproximada da área de maior tensão (seta).

| Carregamento | Localização ponto SEQV máximo | SEQV (MPa) máximo | SEQV (MPa) máximo |
|--------------|---|-------------------|--------------------|
| | | Modelo “All-on-4” | Modelo 6 implantes |
| 1 | Plataforma implante distal, mésio-palatina | 139,4 | 125,8 (-11%) |
| 2 | Plataforma implante distal, mésio-vestibular | 16,6 | 12,8 (-29%) |
| 3 | Plataforma implante distal, mésio-palatina | 104,4 | 97,4 (-7%) |
| 4 | Plataforma implante distal, mesial | 54,4 | 46,4 (-17%) |

Tabela 3. Localização, valores máximos SEQV em Mega Pascal (MPa) nos diferentes carregamentos. Na 4ª coluna, entre parênteses, diferença (%) entre os carregamentos da mesma linha.

Discussão

Quando o método de elementos finitos é utilizado, em qualquer área do conhecimento, procura-se gerar um modelo geométrico tridimensional o mais fiel possível do objeto a ser estudado, visando à obtenção de resultados confiáveis (GENG et al., 2001; VAN STADEN et al., 2006; LOTTI et al., 2006). No entanto, principalmente em biologia, existem limitações que obrigam os estudos a utilizarem algumas simplificações. O osso é uma estrutura viva complexa, sem padrão definido, cujas características variam de indivíduo a indivíduo e, assim sendo, não possui suas propriedades mecânicas reais estabelecidas confiavelmente. Ainda, a utilização no estudo de uma anatomia extremamente fiel de uma estrutura óssea pode limitar os resultados encontrados apenas àquela determinada estrutura, personalizando o estudo. Deste modo, algumas simplificações foram assumidas visando generalizar os resultados e facilitar a condução do estudo, contudo, sem comprometer a validade dos achados. No presente estudo, utilizou-se um bloco ósseo com características de osso tipo 3 (LEKHOLM e ZARB, 1985) para simular uma maxila e os implantes foram modelados sem roscas. Assumiu-se que os materiais se comportavam dentro do regime de deformação elástica linear, além de serem homogêneos e isotrópicos. Também, estabeleceram-se condições que seriam ideais, como o contato 100% entre osso e implante e ausência de *gaps* entre implante, intermediário e barra. Como o presente trabalho tratou-se de um estudo comparativo, tais simplificações não interferiram nos resultados, já que as mesmas estavam presentes nos 2 modelos. Além disso, tais características assumidas estão presentes e são comuns em qualquer estudo em implantodontia que utiliza o método de elementos finitos (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; IPLIKÇIOGLU e AKÇA, 2002; LANZA, 2003; SATOH et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007).

Os valores de cargas mastigatórias selecionados para o trabalho basearam-se em médias encontradas na literatura para pacientes com próteses implantossuportadas (FILENI, 2007). Entretanto, já que o estudo foi conduzido dentro do regime linear, a magnitude da carga utilizada é irrelevante. Gerando-se um gráfico carga *versus* tensão,

pode-se determinar o valor de uma tensão a partir de qualquer valor de carga. Destaca-se também que os valores máximos de tensão foram obtidos nesse estudo com o simples objetivo de comparação entre os 2 modelos. Embora alguns autores (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; IPLIKÇIOĞLU e AKÇA, 2002; SATOH et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006) relatem que os valores de tensões encontrados em seus trabalhos são menores que os limites de escoamento ou de fratura de materiais como osso e titânio, essas afirmações não devem ser transportadas para o campo clínico, uma vez que as simplificações assumidas nos modelos podem gerar valores que não condizem com uma situação clínica real.

Resolveu-se comparar mecanicamente o “All-on-4” com uma situação com 6 implantes, já que as reabilitações fixas em maxilas suportadas por 5 ou mais implantes já demonstram sucesso após períodos de avaliações mais longos, sendo mais estabelecidas na literatura (MATTSSON et al., 1999; KREKMANOV et al., 2000; ROSÉN e GYNTER, 2007; CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008).

Em todos os carregamentos, independentemente do modelo, as tensões de Von Mises se concentraram na plataforma (crista) do implante, como demonstrado por outros trabalhos (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; IPLIKÇIOĞLU e AKÇA, 2002; LANZA, 2003; SATOH et al., 2005; ÇAGLAR et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007). As tensões máximas foram localizadas sempre no implante distal inclinado, no lado de aplicação da carga, o que era esperado uma vez que as maiores cargas foram aplicadas próximas a esse implante. Quando a carga foi aplicada unilateralmente, os implantes do lado oposto do carregamento receberam pouca tensão, o que foi observado por outros autores (DUYCK et al., 2000; LANZA, 2003).

Comparando-se as tensões entre os 2 modelos, observou-se que o padrão de localização dessas tensões foi bem semelhante, com as concentrações ocorrendo na mesma região dos implantes. Com relação aos valores máximos SEQV, houve um decréscimo dos valores no modelo com 6 implantes, comparado ao “All-on-4”. As diferenças variaram entre 7% e 29%, sendo que a maior diferença ocorreu no carregamento lateral na região de canino. Essa diminuição das tensões com adição de implantes, está de acordo com um estudo *in vivo* (DUYCK et al., 2000) que demonstrou um menor valor nas forças axiais em uma prótese suportada por 6 implantes

comparada a próteses suportadas por 4 ou 3 fixações. Entretanto, nesse mesmo estudo, não houve diferenças significativas entre os valores de momentos de dobramento comparando-se o suporte de 6 ou 4 implantes. No presente trabalho, a redução na ordem de cerca de 30% no valor máximo de tensão no implante no carregamento horizontal pode ser explicada pela adição do implante na região de canino, coincidente com a área de aplicação da carga.

O comportamento mecânico similar entre os 2 modelos assemelha-se com as taxas também próximas de sucesso clínico das próteses totais fixas suportadas por 4 ou 6 implantes. A maior parte dos estudos clínicos que avaliaram a eficácia de reabilitações totais fixas de maxila com implantes inclinados utilizou 5 ou 6 implantes (MATTSSON et al., 1999; KREKMANOV et al., 2000; ROSÉN e GYNTHNER, 2007; CAPELLI et al., 2007; TESTORI et al., 2008), contudo, a utilização de 4 implantes tem demonstrado resultados iniciais de curto período favoráveis (MALÓ et al., 2005; 2006; 2007; TEALDO et al., 2008). Um estudo de longo período também não encontrou diferenças significativas na sobrevida de implantes comparando-se próteses fixas em maxilas suportadas por 4 ou 6 fixações instaladas verticalmente (BRÅNEMARK et al., 1995).

Os carregamentos 3 e 4 foram realizados para avaliação do efeito do cantilever distal. Enquanto a comparação entre os 2 modelos para a situação de carga na região do cantilever demonstrou uma redução de apenas 7% no valor máximo de tensão no implante distal no modelo com 6 implantes em relação ao “All-on-4”, a comparação dentro do mesmo modelo em situações com e sem cantilever resultou em diferenças maiores. No modelo “All-on-4”, a simulação da mesma carga na presença do cantilever resultou em 92% de aumento no valor máximo de tensão. Já no modelo 6 implantes, o cantilever gerou uma tensão máxima 110% maior quando comparada a situação de carga sem cantilever. Resultados próximos também foram encontrados por outros autores, utilizando elementos finitos, que observaram uma maximização da tensão de até 200% em cargas aplicadas em cantilevers distais (SERTGÖZ e GÜVENER, 1996; LANZA, 2003; ZAMPELIS et al., 2007).

Conclusões

O padrão de localização e distribuição das tensões foi semelhante nos 2 modelos.

A adição de implantes, aumentando o suporte da prótese, resultou na diminuição dos valores máximos de tensões de Von Mises.

Cantilever deve ser evitado ou minimizado, já que sua presença aumenta expressivamente as tensões no implante distal.

REFERÊNCIAS GERAIS ³

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.

Al-Nawas B, Wegener J, Bender C, Wagner W. Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant. *J Clin Periodontol*. 2004;31(7):497-500.

Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):39-49.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):417-24.

Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):398-406.

Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg*. 1980;38(8):613-6.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977;16:(Suppl):1-132.

³ De acordo com o International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements (http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html). Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados Medline – National Library of Medicine, EUA.

Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):227-31.

Brånemark PI. Surgery and fixture installation. Zygomaticus fixture clinical procedures. 1st ed. Goteborg: Nobel Biocare AB; 1998.

Çağlar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):36-44.

Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:(Suppl 1):1-12.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):639-44.

Chung DM, Oh TJ, Lee J, Misch CE, Wang HL. Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):117-26.

Deporter DA, Caudry S, Kermalli J, Adegbenbo A. Further data on the predictability of the indirect sinus elevation procedure used with short, sintered, porous-surfaced dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(6):585-93.

Desjardins RP. Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):311-20.

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.* 2000;11(5):465-75.

Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):602-8.

Esposito M, Grusovin MG, Kwan S, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008;16(3):CD003607.

Fileni RH. Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados: comparação entre áreas dentadas e implantadas [Tese de Doutorado]. São Paulo, SP: Universidade de São Paulo; 2007.

Friberg B. The posterior maxilla: clinical considerations and current concepts using Brånemark System implants. *Periodontol 2000*. 2008;47:67-78.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.

Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil*. 2006;33(12):874-80.

Henry PJ. A review of guidelines for implant rehabilitation of the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 2002;87(3):281-8.

İplikçioğlu H, Akça 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*. 2002;30(1):41-6.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(Suppl 2):8-18.

Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(3):142-7.

Keller EE, Van Roekel NB, Desjardins RP, Tolman DE. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(3):155-65.

Krekmanov L, Rangert B. Tilting of posterior implants for additional support of bridge base. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(Suppl 1):38.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.

Lanza MD. Análise tridimensional das tensões formadas em implantes inclinados à parede anterior do seio maxilar pelo método dos elementos finitos (MEF), em prótese fixa implanto-suportada [Dissertação de Mestrado]. Bauru, SP: Universidade do Sagrado Coração; 2003.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. 1st ed. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.

Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clinical results and marginal bone loss*. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(4):329-36.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial*. 2006;11(2): 35-43.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(Suppl 1):2-9.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(Suppl 1):88-94.

Maló P, Nobre M de A, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(4):223-32.

Maló P, Nobre M de A, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*. 2007;97(Suppl 6):27-34.

Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(3):281-7.

Misch CE. Planos de tratamento com implantes na maxila parcial e completamente edêntula: próteses fixas e overdentures. In: Misch CE. *Prótese sobre implantes.* 1ª ed. São Paulo: Santos; 2006. p. 289.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.

Razavi R, Zena RB, Khan Z, Gould AR. Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement. *J Prosthodont.* 1995;4(2):90-4.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(Suppl 1):104-10.

Rosén A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(5):1010-6.

Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):533-9.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71(1):23-6.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.

Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165-9.

Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implanto-suportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News.* 2008;5(4):393-97.

Tatum H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am.* 1986;30(2):207-29.

Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Menini M, Ravera G, Drago C, Pera P. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: a 12-month pilot study. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):351-60.

Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):227-32.

Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):38-45.

Ulm CW, Solar P, Gsellmann B, Matejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus--a study of physical dimension. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995;24(4):279-82.

Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):459-67.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-70.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):493-9.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;97(Suppl 6):35-43.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)