

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Wagner da Silva Moreira

**Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método
dos elementos finitos**

CURITIBA

2010

Wagner da Silva Moreira

Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método dos
elementos finitos

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Odontologia área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Caio Hermann
Co-orientador: Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

CURITIBA

2010

Moreira, Wagner da Silva

M838a Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método dos elementos finitos. Curitiba, 2010
114f. : il. ; 31 cm.

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2010

Orientador: Prof. Dr.Caio Herman.

Co-orientador:Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

Inclui bibliografia

1. Análise de Elementos Finitos 2. Implante Dental. 3. Pilar Protético.
I. Título

Wagner da Silva Moreira

Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método dos elementos
finitos

Presidente da banca: Prof. Dr. Caio Hermann

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Fernanda Faot

Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

Aprovada em: 24/02/10

Dedicatória

Dedico este trabalho ...

...Aos meus amados filhos Pedro Henrique e Isabela, vidas da minha vida, que mesmo estando em suas serenas e despreocupadas infâncias entenderam à sua maneira, a minha ausência nesse período.

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Dr. Caio Hermann. Um colega, um excelente professor que posso chamar de amigo. Seu profissionalismo deveria ser seguido. Muito obrigado.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira, pela sua excelente orientação e paciência para mostrar e explicar assuntos de complexidade matemática para a área biomédica.

Ao engenheiro mecânico Jean Anacleto Balbinoti, pela sua grande dedicação, ajuda e atenção. Sem sua participação não seria possível realizar esse trabalho.

A coordenadora do mestrado Profa. Dra. Ivete de Matias Sartori, um exemplo raro de profissional completa. A senhora é uma pessoa em quem vou sempre me espelhar.

A minha esposa e filhos pela paciência e amor que demonstram mesmo pelas restrições que os fiz passar.

A bibliotecária do ILAPEO Luciana Cardoso da Cunha por todo seu empenho e ajuda.

Ao ILAPEO (funcionários e equipe de professores) por toda colaboração durante esses dois anos.

A toda equipe do laboratório de prótese Adércio Buche.

A equipe do meu consultório (secretária, auxiliares e cirurgiões-dentistas), o trabalho de vocês contribuiu muito para que eu realizasse um sonho.

A empresa Neodent (departamento de engenharia) por ter fornecido os arquivos das peças utilizados no trabalho.

A meus colegas de equipe Edivaldo Coró e Mauricio Correa de Freitas que com seus conhecimentos e experiência elevaram o meu nível profissional e pessoal.

A família do Edivaldo (Carol, Vitor, Gi e especialmente Maysa) por me receberem em sua casa para preparar aqueles intermináveis SEMINÁRIOS acompanhados das delícias culinárias da Gi e da Maysa.

E por fim e não menos importante aos meus colegas, companheiros e grandes amigos que fiz no mestrado: Hyung, Edivaldo, Dalton, Mauricio, Paola, Mauricio Vicente, Mário, Elírio, Marcos, Rodrigo e José Carlos. Foi um privilégio tê-los conhecido e poder compartilhar bons e maus momentos, glórias e fracassos, elogios e broncas, diversão e confusão. Vocês fizeram parte de uma fase da minha vida que eu sempre pensei, mas não tinha a oportunidade e a coragem. Jamais os esquecerei.

Sumário

Listas	
Resumo	
1. Introdução.....	12
2. Revisão da Literatura.....	15
3. Proposição.....	42
4. Materiais e Métodos.....	43
4.1.1 Implante.....	43
4.1.2 Pilares Intermediários.....	43
4.1.3 Tecido Ósseo.....	45
4.1.4 Programas Computacionais.....	45
4.1.5 Microcomputador.....	47
4.2.1 Modelamento Geométrico da Mandíbula.....	47
4.2.2 Modelamento Geométrico do Implante e Pilares.....	51
4.2.3 Parâmetros de Malha dos Modelos.....	56
4.2.4 Simulação de Forças e Condições de Contorno.....	58
5. Artigos Científicos	
5.1 Artigo Científico 1.....	62
5.2 Artigo Científico 2.....	88
6. Referências.....	105
7. Apêndice.....	111
8. Anexos.....	114

Lista de Figuras

Figura 1 – Implante cilíndrico (Titamax Ti 3.75 X 13 mm).....	42
Figura 2 – Minipilar cônico duas peças (HE 4.1 X 2 mm).....	43
Figura 3 – Minipilar cônico corpo único (Slim Fit 4.1 X 2 mm).....	43
Figura 4 – Imagem de tomografia volumétrica computadorizada.....	46
Figura 5 – Imagem da secção da mandíbula-contorno do osso medular.....	47
Figura 6 – Imagem da secção da mandíbula-contorno do osso cortical.....	47
Figura 7A – Contorno gráfico do osso medular.....	48
Figura 7B – Contorno gráfico do osso cortical.....	48
Figura 8A – Determinação do raio de curvatura da mandíbula.....	48
Figura 8B – Importação do raio de curvatura da mandíbula.....	49
Figura 9A – Modelo 3D do osso cortical.....	49
Figura 9B – Modelo 3D do osso medular.....	49
Figura 9C – Modelo 3D da seção da mandíbula.....	49
Figura 10A – Modelo 3D do implante.....	50
Figura 10B – Modelo 3D do implante com pilar de duas peças.....	50
Figura 10C – Modelo 3D do implante com pilar corpo único.....	50
Figura 11A – Modelo 3D da mandíbula com crista óssea regularizada.....	53
Figura 11B – Mandíbula 3D após inserção implante/pilar duas peças.....	53
Figura 11C – Mandíbula 3D após inserção implante/pilar corpo único.....	53
Figura 12 – Ilustração do elemento finito sólido tipo SOLID187.....	53
Figura 13 – Ilustração do elemento de contato do tipo CONTA174 e do elemento de contato do tipo TARGE170.....	54
Figura 14 – Malha gerada sobre o modelo I (pilar duas peças).....	55
Figura 15 – Malha gerada sobre o modelo II (pilar corpo único).....	55
Figura 16 – Representação da força de pré-carga.....	56

Figura 17 – Representação das forças oclusais.....	57
Figura 18 – Seleção das faces laterais a serem fixadas.....	58

Lista de Quadros

Quadro 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e do osso medular.....	51
Quadro 2 – Propriedades mecânicas do implante e dos componentes	51
Quadro 3 – Pontos referenciados x/y para delimitação do osso medular.....	99
Quadro 4 – Pontos referenciados x/y para delimitação do osso cortical.....	99
Quadro 5 – Tamanhos e números de elementos e nós das malhas.....	100

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

MEF	Método dos Elementos Finitos
CP	Comercialmente Puro
mm	Milímetros
cm	Centímetros
Ti	Torque interno
Ti/Al/V	Titânio/Alumínio/Vanádio
HE	Hexágono Externo
Pto	Ponto
GPa	Giga Pascal
MPa	Mega Pascal
N	Newtons
N.cm	Newtons por centímetro
CAD	<i>Computered aided design</i>
GHz	Giga Hertz
GB	Giga <i>bite</i>
µm	Micrômetros
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
Cr-Co	Cromo-cobalto
Ag-Pd	Prata-paládio
ITI	International Team of Implantology

Resumo

A longevidade dos implantes depende, entre outros fatores, da distribuição das forças no complexo pilar/implante/tecido ósseo. Considerando que os pilares protéticos podem ser de corpo único ou de duas peças e podem apresentar comportamentos biomecânicos diferentes, este estudo teve como objetivo avaliar por meio do Método dos Elementos Finitos, a distribuição das tensões nos dois tipos de pilares protéticos no complexo osso/implante/pilar. Foram construídos dois modelos contendo tecido ósseo cortical e medular; implante tipo hexágono externo de 3.75 X 13 mm e minipilar cônico reto de 4.1 X 2 mm de duas peças (modelo I) e de corpo único (modelo II). O modelo geométrico foi criado a partir de uma secção tomográfica real de mandíbula e utilizando o programa *SolidWorks*. O estudo avaliou e comparou a distribuição das tensões de von Mises simulando três situações: carregamento de pré-carga; pré-carga com carregamento axial e pré-carga com carregamento lateral. Considerando a simulação da pré-carga, os maiores valores de tensão foram verificados na raiz dos dois primeiros filetes da rosca do parafuso para ambos os modelos, com intensidade próxima a 280 MPa para o modelo I e de 220 MPa para o modelo II. Com aplicação de cargas oclusais, modificações foram observadas somente sob carregamento lateral, e a tensão de 315 MPa sendo na raiz das duas primeiras roscas (modelo I) e 230 MPa (modelo II). Verificou-se que, com ou sem aplicação de carga oclusal, os níveis de tensão foram bem inferiores aos limites de escoamento de seus materiais mantendo a integridade do conjunto.

Palavras-chave: Análise de Elementos Finitos; Implante Dental; Pilar Protético

Abstract

The longevity of the implants depends, among other factors, on the distribution of the forces in the abutment/implant/bone system. Considering that abutments can be of single body or two pieces and they can present different biomechanical behaviors, this study had as objective to evaluate by Finite Element Analysis, the stress distribution in these two abutments considering the abutment/implant/bone system. Two models were built containing cortical and cancellous bone; external hexagon implant of 3.75 X 13 mm and two pieces conical abutment of 4.1 X 2 mm (model I) and single body (model II). The geometric model was created starting from a real tomography section of jaw and used a *SolidWorks* computer program. The study evaluated and compared the distribution of von Mises stress simulating three conditions: pre-load shipment; pre-load with axial shipment and pre-load with lateral shipment. Considering the simulation of the pre-load, the largest tension values were verified in the root of the first two threads of the screw for both models, with close intensity to 280 MPa (model I) and of 220 MPa in the model II. With application of occlusal loads, modifications were only observed under lateral shipment, stress of 315 MPa in the root of the first two threads (model I) and 230 MPa (model II). It was verified that, with or without application of occlusal load, the tension levels were very inferior to the limits of drainage of their materials maintaining the integrity of the group.

Key words: Finite Element Analysis, Dental Implant, Abutment

1. Introdução

O objetivo primário da implantodontia é a reposição dentária por meio da instalação de fixações em titânio, para suportar trabalhos protéticos inicialmente em arcos totais (Adell et al.¹, 1981). Os altos índices de sucesso obtidos encorajaram o uso dos mesmos princípios para o tratamento de casos de edentulismo parcial e unitário (Balshi et al.⁸, 1996). Assim nas últimas três décadas, implantes dentais e procedimentos cirúrgicos vêm sendo desenvolvidos e modificados para assegurar resultados cada vez mais previsíveis com relação a adequada função e estética (Buser, Belser e Lang¹⁵, 1998). Biomecanicamente, a principal diferença entre os sistemas de implantes está na conexão implante/pilar que sofreram alterações ao longo do tempo e compreenderam o uso de hexágonos externos, seguidos de hexágonos internos e junções do tipo cone morse. Os tipos de encaixe influenciam fatores como: afrouxamento e/ou fratura de parafusos do pilar, modo de transferência da carga na interface osso/implante, geometria do implante, estrutura de superfície e por último a natureza da interface osso/implante (Geng, Tan e Liu²², 2001).

Para visualização do comportamento dos implantes osseointegrados, são necessários estudos clínicos longitudinais contendo longos períodos de acompanhamento (Brägger *et al.*¹⁴, 1996). Porém, muitas vezes, estes apresentam uma demora na obtenção dos resultados, necessitando também de outros estudos como os laboratoriais que prevêm o comportamento dos implantes previamente a sua utilização clínica.

Desta forma a análise da distribuição das cargas em um sistema composto por implantes, componentes protéticos, próteses e do próprio tecido ósseo ao redor quando submetidos a forças oclusais, pode ser realizada por métodos *in vitro*. Entre os métodos empregados podemos citar: a fotoelasticidade, a extensometria (“*Strain Gauge*”) e o método dos elementos finitos (MEF). A fotoelasticidade é uma análise qualitativa da

distribuição de forças no interior de uma estrutura, através do uso de uma luz monocromática em modelos devidamente preparados onde os implantes estão instalados (Cehreli *et al.*¹⁷, 2004). A extensometria pode ser usada tanto *in vivo* como *in vitro*, observando a distribuição das forças aplicadas sobre o sistema através de sensores próprios fixados no conjunto, chamados de extensômetros (Iplikçioğlu *et al.*²⁶, 2003).

O MEF é uma técnica para prever possível comportamento para um problema mecânico complexo por meio de um modelo virtual a ser analisado. Este modelo é confeccionado por meio de um processo gráfico consistindo de grade de pontos (nós) e elementos (conjunto de nós). Sobre esse modelo é aplicada uma força virtual que provoca um deslocamento dos nós resultando em comportamento similar a estrutura real. Assim, é possível obter resultados numéricos aproximados por meio da distribuição de força a que cada elemento fica sujeito (Geng, Tan e Liu²², 2001).

Os elementos podem se apresentar de três maneiras distintas: linear (uma dimensão), planos (duas dimensões) e bloco (três dimensões) – (Yettran, Wright e Pickard⁵², 1976). Dependendo da geometria do objeto a ser analisado determina-se qual apresentação gráfica do elemento que irá ser utilizada na análise. No caso da utilização dos implantes dentais, a análise dos elementos com três dimensões se faz necessária devido a complexidade das estruturas envolvidas no sistema, como implante, pilares, parafusos e tecido ósseo.

A utilização do MEF na área dos implantes dentais surge com o propósito de prever padrões de distribuição de tensões (*stress*) na interface osso/implante não somente por comparação de vários desenhos de implantes, mas também pela modelagem de situações clínicas e desenhos de próteses (Stegaroiu *et al.*⁴⁶, 1998). Também é possível visualizar a distribuição de forças nos diferentes tipos de pilares protéticos (hexágono externo, hexágono interno e cone morse).

Considerando o comportamento do sistema diante da concentração de forças transmitidas ao implante e alguns fatores como: tipo de antagonista, carga oclusal aplicada, geometria e posição do implante em relação à prótese (Geng, Tan e Liu²², 2001); e diante da utilização do MEF na literatura (Cehreli et al.¹⁷, 2004 - Iplikçioğlu et al.²⁶, 2003 - Yettran, Wright e Pickard⁵², 1976 - Stegaroiu et al.⁴⁶, 1998), aliada à necessidade do conhecimento do comportamento biomecânico de pilares protéticos para utilização clínica, este trabalho tem como objetivo avaliar a distribuição das tensões diante da aplicação de pré-carga (1), carga axial (2) e carga lateral (3) em pilares protéticos do tipo minipilar cônico reto de corpo único e duas peças sobre implantes tipo hexágono externo instalados em região de pré-molar inferior.

2. Revisão de Literatura

Canay et al.¹⁶, em 1996, analisaram através do MEF a distribuição de tensão ao redor de implantes colocados na região de primeiro molar inferior. Através de um modelo bidimensional. Dois tipos de implantes, vertical e angulado, foram submetidos a uma carga vertical de 100 N e uma carga horizontal de 50 N. As magnitudes e contornos das tensões de compressão e de tração no osso circunvizinho foram determinadas. Para fins de comparação, tensão máxima de compressão e tensão máxima de tração no osso circunvizinho foram calculadas. Com os resultados obtidos foi possível verificar que não houve nenhuma diferença relevante nos valores de tensão quando carga horizontal foi aplicada ao implante vertical e ao implante angulado. Porém, com carga vertical, especialmente os valores de compressão foram cinco vezes maiores ao redor da região cervical do implante angulado que ao redor da mesma área no implante vertical. O terço médio e região apical dos implantes angulados também apresentaram maiores tensões de compressão em relação aos implantes verticais. Como tensões de compressão podem causar reabsorção óssea, o uso de implantes angulados em região posterior (onde existem principalmente tensões verticais), deve ser limitado.

Mericske-Stern, Piotti e Sirtes³¹, em 1996, mensuraram as forças que atuam sobre implantes que retêm sobredentaduras em mandíbula, além disso analisaram a influência de diferentes dispositivos de ancoragem e mecanismos de retenção. Foram selecionados 5 pacientes edêntulos portadores de sobredentaduras retidas por dois implantes. Os implantes apresentavam duas peças, com rosca e tamanhos entre 8 e 12 mm, localizados na região de caninos ou ligeiramente próximos a linha média. O comprimento da barra conectora variou de 17 a 27 mm. As sobredentaduras foram duplicadas para que cada paciente fosse analisado usando a prótese retida por barra e outra retida telescopicamente. Os transdutores que mensuraram a força aplicada sobre o sistema foram instalados abaixo do pilar cônico de ouro. Os dispositivos de ancoragem

analisados foram: barra cilíndrica, barra em forma de “U” e telescópios individuais. As magnitudes e direções das forças nos 3 eixos foram gravadas em ambos os implantes de cada teste durante: (1)força de oclusão máxima em oclusão cêntrica; (2)força máxima durante mordida unilateral; (3)parafunção (ranger) e (4)mastigação. A força máxima vertical foi dominante em todos os dispositivos de ancoragem e moderada no eixo transversal. Na mastigação e parafunção, as forças verticais foram menores quando comparadas a oclusão máxima, porém similares nos 3 dispositivos de ancoragem.

Papavasiliou et al.³⁶, em 1996, investigaram simulações clínicas envolvendo implantes unitários capazes de criar tensões excessivas na interface osso/implante que pudessem exceder o limite elástico do osso. Cinco modelos com implantes IMZ de 4 X 11 mm foram criados e sobre os mesmos, forças de 20 N e/ou 200 N (ao longo do eixo do implante) e/ou oblíquas (12° graus em relação ao longo do eixo). Além disso, quatro pontos específicos em regiões diferentes ao longo da interface osso/implante foram determinados para comparação: a) na crista do osso cortical; b) na união entre osso cortical e medular; c) em um ponto intermediário entre o osso cortical e medular; (d) no ápice do implante. Também foram considerados dois diferentes tipos de materiais para prótese: resina acrílica e porcelana. Os resultados mostraram que as tensões com diferentes materiais de prótese foram similares para ambas condições de carga. As altas tensões foram transmitidas através do implante concentradas ao nível de osso cortical, e foram diminuindo a medida que encontravam osso medular. Tensões mínimas apareceram na metade e no terço inferior do implante. Os autores salientaram que os resultados encontrados nos modelos para cargas axiais foram consistentes com observações clínicas feitas em implantes com sucesso à longo prazo. Os autores concluíram que as tensões mais altas ficaram concentradas no osso cortical; tensões provenientes de cargas oblíquas foram aproximadamente 10 vezes maiores do que as tensões geradas de cargas axiais; e o tipo do material da prótese e o tamanho da mandíbula não tiveram efeito nos níveis de tensão sob condições similares de força.

Barbier et al.⁹, em 1998, compararam tensões de von Mises, carga máxima e tensão máxima em implantes de 3.3 X 10 mm IMZ instalados em cinco cachorros da raça beagle, nos quais de um lado da mandíbula foram instalados dois implantes para confecção de uma prótese de 4 elementos (dois pânticos entre implantes-prótese convencional); e no lado oposto dois implantes para confecção de prótese de 4 elementos com um pântico entre os implantes e outro em cantiléver. As próteses foram deixadas em função por 7 semanas. Inicialmente quatro modelos 2D foram utilizados para estudar as características de transferência de carga: dois modelos com implantes isolados e dois modelos simulando as situações feitas nos cachorros. Em seguida também foram feitos modelos 3D simulando o experimento com os animais com aplicação de forças verticais de 100 N e forças horizontais de 20 N. No modelo com implante isolado foi observado que a magnitude das forças foi maior no osso cortical do que no osso trabecular em qualquer direção da força e que a força horizontal provocou a maior carga no implante isolado. A análise das forças nos implantes da prótese convencional e em cantiléver dos modelos 2D também mostrou que as forças maiores estão no osso cortical independentemente da localização da aplicação da força. A menor transferência de força ocorreu quando esta foi aplicada no centro da prótese entre os implantes enquanto que a maior transferência ocorreu quando a força foi aplicada na extensão cantiléver. Assim, sugeriu-se que a magnitude da carga máxima depende primeiramente do ponto de aplicação da força (em relação aos implantes) seguida da distância entre os implantes. Na análise de forças sobre os implantes da prótese convencional e em cantiléver através dos modelos 3D, observou-se que a resultante na prótese convencional causou grandes concentrações de carga no osso cortical perto do pescoço dos implantes. Nos implantes da prótese em cantiléver, as maiores concentrações de força foram encontradas tanto na porção cervical do primeiro implante (no osso cortical) quanto no ápice do implante (osso trabecular). Os autores concluíram que a maior atividade de remodelação óssea encontrada ao redor dos implantes da

prótese em cantiléver quando comparada com a prótese convencional no experimento animal pode estar relacionada à carga máxima, que se apresentou duas vezes maior no osso cortical e trabecular deste tipo de prótese. Ao redor de vários implantes, estes níveis diminuíram da superfície do perióstio em direção a superfície do endóstio no osso cortical; mas aumentaram em direção ao ápice do implante no osso trabecular. As principais diferenças na remodelação óssea entre forças axiais e não axiais parecem ser determinadas pela componente horizontal da força, em especial das forças de compressão estão que estiveram associadas com uma remodelação mais intensa do que forças horizontais de tensão; particularmente no osso trabecular.

DeTolla et al.²⁰, em 2000, avaliaram a importância do MEF na Odontologia permitindo relacionar análise numérica dos modelos em computador com a prática clínica. Segundo os autores, uma nova geração de programas de computação personalizados têm sido descrita permitindo a análise de estruturas complexas 3D que podem controlar vários elementos com propriedades complexas. O MEF permite melhor compreensão de tensões ao longo das superfícies de um implante e no osso circunvizinho. Ainda os autores relatam que a disponibilidade do poder do computador e o aumento do conhecimento de como estes sistemas funcionam permitirá simulações mais precisas. Isto ajudará na otimização do desenho do implante e instalação do mesmo no osso assim como auxiliar no planejamento das próteses finais otimizando as tensões. Pode-se prever que imagens digitais da maxila ou mandíbula, junto com hábitos do paciente, podem ser usadas clinicamente para gerar um modelo 3D que sugerirá a orientação e instalação do implante.

Geng, Tan e Liu²², em 2001, relataram que a forma como ocorre a distribuição do estímulo no osso ao redor do implante é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelagem óssea e garantir o sucesso de sua implantação. Esta distribuição depende de vários fatores, dentre eles estão: o tipo de carregamento, a

interface osso/implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características da superfície do implante, tipo da prótese, a quantidade e qualidade do osso ao redor do implante. Assim, a distribuição de tensões na conexão implante/prótese têm sido examinadas por trabalhos utilizando o MEF devido a incidência de problemas clínicos tais como: falhas no parafuso e pilar protético e fraturas de implantes. A possibilidade de avaliar, a partir desse método, a influência de cada componente do implante sobre o campo de tensões e deformações ao seu redor, torna-o vantajoso em relação a ensaios experimentais. Através da análise dos resultados é possível sugerir mudanças no desenho para evitar ou reduzir estas falhas protéticas melhorando a distribuição de tensões nos componentes. Ainda de acordo com os autores a análise utilizando o método dos elementos finitos agrega como vantagens: grande repetibilidade de resultados, baixo custo e possibilidade de avaliar muitas configurações de carga, condições de contorno e geometrias.

Meyer et al.³², em 2001, avaliaram a distribuição de tensões e deformações em maxilas normais e atróficas com implantes submetidos a cargas pelo MEF. Eles utilizaram implantes ITI de 8 mm e de 12 mm de comprimento instalados em uma maxila com 8 mm de altura (com cortical de 0.5 mm de espessura, simulando osso tipo III) e outra maxila com 12 mm de altura (cortical de 2.0 mm de espessura, simulando osso tipo I) respectivamente. Os implantes estavam bicorticalizados. Para carregamento nos implantes foi simulada uma força axial de 150 N. Os autores observaram que a qualidade e a quantidade óssea possuem um papel importante na diminuição das tensões ósseas ao redor da superfície dos implantes. As tensões foram distribuídas mais homogêneamente quando havia quantidade maior de osso trabecular. Menor altura óssea mostrou ter efeitos menos pronunciados de alterações de tensão e deformação do que qualidade pobre do osso. Maxila atrófica em combinação com qualidade óssea pobre foram associadas com tensões de superfície que excedem os níveis fisiológicos. Foi ressaltado que é necessária uma abordagem diferencial para tratamento com implantes

em diferentes graus de atrofia de maxila. Os autores também ressaltaram que consideraram o osso com propriedades isotrópicas elásticas uniformes o que provavelmente não aconteceria em osso vivo. Com esse trabalho, os autores concluíram que em maxilas atróficas deve-se esperar que se encontre tensões ósseas suprafisiológicas ao redor da superfície de implantes submetidos a cargas mecânicas.

Akça e Iplikçioğlu³, em 2002, avaliaram o efeito da distribuição de forças com instalação de implante curto em extensão cantiléver comparado com prótese fixa sem implante em região de cantiléver. Um modelo 3D em MEF de mandíbula classe II de Kennedy foi construído a partir da superfície digitalizada da mandíbula de um cadáver. Os implantes utilizados foram de 3.75 X 10 mm e os implantes curtos de 3.75 X 6 e 8 mm. Seis situações foram simuladas: a) cantiléver anterior com 2 implantes convencionais; b) implante de 6 mm no cantiléver com 2 implantes convencionais; c) implante de 8 mm no cantiléver com 2 implantes convencionais; d) cantiléver posterior com 2 implantes convencionais; e) 2 implantes convencionais com um implante de 6 mm no cantiléver; f) 2 implantes convencionais com um implante de 8 mm no cantiléver. Sobre cada modelo foi aplicada carga oclusal de 400 N com inclinação de 30° graus sobre as cúspides vestibulares das próteses. Observou-se que as forças de tensão e compressão estão concentradas no osso cortical vestibular e lingual ao redor da região cervical dos implantes, sendo que forças excessivas se concentram no osso cortical adjacente ao último implante. Comparando-se a situação de implante curto com a prótese em cantiléver, foi visto que na primeira condição os valores de carga são significativamente menores em relação a uma prótese em cantiléver. Foi ressaltado que valores de carga que atualmente causam reabsorção e remodelamento ósseo não são bem definidos e o modelo apresentava características homogêneas, isotrópicas e elasticidade linear. Os autores concluíram que a instalação de implante curto adicional em locais com cantiléver parece ser uma boa solução mesmo em casos onde houve perda do implante distal, havendo nova instalação.

O'Mahony et al.³⁵, em 2002, avaliaram os efeitos de cargas axiais e não axiais sobre o *stress* gerado na interface osso/implante de elemento unitário. Foi utilizado um modelo 2D contendo coroa unitária suportada por um único implante de 4 X 13 mm em região posterior de mandíbula. Foi aplicada força axial de 490 N no longo eixo do implante. A carga foi aplicada inicialmente no centro do implante e posteriormente distante do centro do implante 2 mm, 4 mm e 6 mm, fora do longo eixo, criando um momento de flexão. Foi observado que a carga axial promoveu os maiores valores de *stress* no ápice do implante, interface implante/osso cortical e região cervical. Considerando a carga fora do longo eixo, os valores foram respectivamente 3, 5 e 7 vezes maiores que os valores para carga axial no centro do implante. Foi observado também que o *stress* gerado é maior no lado em que a força foi aplicada, sendo ao longo de toda interface implante/osso (cortical e medular). Os autores sugerem que a variação do módulo de elasticidade entre osso cortical e medular afeta a distribuição e a magnitude do *stress* ao redor do implante. Além disso o aumento de forças de compressão e tração, sob cargas não axiais na crista óssea cervical, é um fator que pode causar ou propiciar a perda óssea cervical, causa comum na perda do implante após osseointegração.

Sendyk, Sendyk e Gromatzky⁴³, em 2002, compararam a distribuição de tensões em implantes de hexágono externo 3.75 X 10 mm instalados na mandíbula e no tecido ósseo variando o tipo de osso, tipos I e III. Para isso, duas imagens da região de mandíbula posterior foram comparadas por meio de elementos finitos bidimensional. Em ambas situações, o implante recebeu um pilar de 1 mm de altura e coroa metalo-cerâmica parafusada com cargas axial e horizontal de 100 N concentradas na cúspide vestibular de um molar inferior. Os autores observaram que a distribuição das tensões foi maior para cargas horizontais do que para as axiais e foram percebidas principalmente na região cortical coronária junto ao espelho do implante. No modelo com osso tipo I altas concentrações de tensão apareceram no interior do implante. Os resultados mostraram

que existe grande concentração de tensão no pescoço do parafuso de ouro quanto no de titânio. No modelo com osso tipo III foi observada uma menor distribuição das tensões no interior dos componentes do implante e um maior nível de tensão concentrada na área de osso cortical. A região medular nesta situação quase não participou biomecanicamente na ancoragem do implante, o que justifica a razão do maior insucesso com implantes em osso tipo III. Os autores concluíram ao comparar as duas simulações, que o tipo do padrão ósseo altera a distribuição de tensões no tecido ósseo de suporte e no interior do conjunto prótese/implante tanto no que diz respeito ao valor médio gerado quanto ao local de distribuição percebido.

Iplikçioğlu et al.²⁶, em 2003, compararam a análise de tensões *in vitro* por meio do MEF e extensômetros em um sistema implante/pilar do tipo cone morse. Para a mensuração com extensômetros foi utilizado um conjunto implante/pilar instalado em um bloco de resina acrílica unido aos extensômetros. Foi aplicada uma força de 75 N verticalmente e lateralmente e as deformações foram avaliadas. Para o MEF foi criado um modelo semelhante, porém com malhas de três dimensões. O mesmo protocolo de carregamento foi realizado e as tensões foram registradas nas regiões onde estavam fixados os extensômetros. Os autores observaram que sob cargas verticais, a quantidade e qualidade das tensões foram similares nos dois métodos. Em carga lateral, a mensuração foi semelhante tanto para o pilar quanto para a resina nos dois métodos, entretanto o MEF apresentou maior deformação na região do pescoço do implante em comparação aos extensômetros.

Akça, Çehreli e Iplikçioğlu², em 2003, avaliaram as características mecânicas da conexão implante/pilar de um implante ITI cone morse de diâmetro reduzido. Foi utilizado um modelo de elementos finitos de implante de 3.3 x 10 mm e de um pilar de altura 4 mm e 6° graus introduzidos no centro de um cilindro acrílico de 1.5 cm de diâmetro e 1.5 cm de altura. Sobre este modelo foi aplicada separadamente cargas de 300 N no sentido

vertical e no sentido oblíquo. Observou-se que sob força vertical, as tensões de von Mises se concentraram ao redor da união implante/pilar (na haste do parafuso) e ao redor do pescoço do implante. A força oblíqua duplicou a tensão no pescoço do implante, que ficou próxima a força de flexão do titânio. Os valores de deslocamento nas duas situações foram insignificantes. Os autores concluíram que em um implante ITI cone morse de diâmetro reduzido as cargas verticais e oblíquas foram suportadas principalmente pela união implante/pilar ao nível do parafuso e pelo pescoço do implante, sendo este último considerado uma zona potencial para fraturas quando é submetida a grandes forças de flexão.

Necchi et al.³⁴, em 2003, desenvolveram um modelo mais fiel em MEF para avaliar 3 desenhos diferentes de parafusos, aumentando seu diâmetro e alterando a conicidade do encaixe do pilar. O conjunto foi analisado em condições de pré-carga e carga funcional. Os resultados mostraram que os desenhos interferiram pouco na distribuição das cargas e que o parafuso sofre deformação plástica, porém o aumento do diâmetro do parafuso fornece maior resistência à deformação.

Alkan, Sertgöz e Ekici⁵, em 2004, estudaram a influência da força oclusal na pré-carga em 3 modelos de conexão diferentes: hexágono externo com coroa em cerâmica, cilindro de ouro e pilar; cone morse com coroa e pilar cimentado e cone morse com encaixe octogonal com coroa, cilindro de ouro e pilar. O parafuso protético do modelo 1 era de ouro enquanto que do modelo 3 era de titânio; no modelo 2 a coroa era cimentada. Nos 3 modelos foram aplicadas forças: vertical de 35 N, horizontal de 10 N e oblíqua de 70 N. A máxima tensão observada foi no modelo 3 (encaixe octogonal) e a mínima no modelo 2 (cone morse). Em carga lateral, foi observada tensão no parafuso e pilar dos 3 modelos, também foi observado maior tensão na região da cabeça do parafuso do pilar do modelo 1 e 3. No modelo 1 a tensão aumentou sob carga horizontal e diminuiu

quando a carga foi oblíqua e vertical. Em nenhuma das 3 condições de carga de todos os sistemas chegaram ao limite da resistência dos componentes.

Bozkaya, Müftü e Müftü¹², em 2004, compararam os efeitos da geometria externa e magnitude da carga oclusal no aspecto dos defeitos ósseos entre cinco sistemas de implantes disponíveis comercialmente. Foi criado um modelo de elementos finitos para cada geometria de implante uma vez que o desenho e a forma das roscas eram diferentes de um implante para outro. A altura do pilar foi de 9.5 mm acima do nível ósseo em todos os implantes. O osso foi modelado como um cilindro de 20 mm de diâmetro e 22 mm de altura ao redor do implante sendo que 2 mm de espessura na parte superior e 3 mm de espessura na parte inferior correspondiam a osso cortical. Cargas oclusais variando de 0 a 2000 N foram aplicadas nos pilares em 11.3° graus do eixo vertical com 1 mm fora do centro do pilar. Observou-se que para níveis moderados de carga oclusal (até 300 N), o osso cortical não foi sobrecarregado em nenhum dos sistemas de implantes. Sob cargas de 1000 N ou mais (simulando parafunção), as características das áreas ósseas com sobrecarga dos diferentes sistemas de implantes dependiam da geometria do implante e variaram consideravelmente entre os cinco sistemas. Os autores concluíram que em geral, a sobrecarga compressiva aparece próxima a região superior do osso cortical e é causada pelas componentes normal e lateral da carga oclusal. Na região de transição de osso cortical e trabecular, a sobrecarga aparece em tensão devido à componente vertical da carga oclusal.

Çehreli, Akça e Iplikçioğlu¹⁸, em 2004, compararam os efeitos mecânicos e biomecânicos da transmissão de forças em implantes cônicos do tipo morse de corpo único e duas peças. Foram utilizados implantes cone morse de 3.3 X 10 mm (diâmetro do pescoço de 4.8 mm) e um pilar sólido de 6° graus com 4 mm de altura. O sistema implante/pilar foi fixado em um cilindro de resina acrílica de 1.5 cm de diâmetro x 1.5 cm de altura. Foram aplicadas forças verticais e perpendiculares de 50 N a 100 N no pilar.

Os resultados obtidos sob carga vertical mostraram que tanto as tensões de von Mises no implante, quanto a concentração de forças e os deslocamentos na resina acrílica foram os mesmos para os dois tipos de implantes, sendo que as tensões de compressão se localizaram ao redor do pescoço dos implantes. Sob carga oblíqua, os valores de concentração de forças e deslocamento na resina acrílica também foram os mesmos, porém a magnitude das tensões de von Mises foram maiores no implante de duas peças. As distribuições de concentração de forças no osso "acrílico" ao redor de ambos implantes foram iguais para ambas condições de carga. Assim concluíram que o implante com duas peças recebe maior tensão mecânica sob cargas oblíquas e, entretanto, ser implante de corpo único ou implante duas peças não é um fator decisivo para a magnitude e distribuição das tensões e deslocamentos nos tecidos de suporte.

Eskitascioglu et al.²¹, em 2004, examinaram o efeito do tipo de carga oclusal na distribuição de tensões para uma prótese parcial fixa implanto-suportada e para o tecido ósseo de suporte. Foi modelada uma secção de mandíbula de osso tipo II com comprimento de 16.3 mm, altura de 24.2 mm e ausência do segundo pré-molar. Também foram utilizados um implante ITI de corpo único de 4.1 X 10 mm e uma coroa com infra-estrutura metálica de cobalto-cromo com porcelana. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As forças oclusais foram aplicadas da seguinte maneira: a) 300 N na ponta da cúspide lingual; b) 150 N na ponta da cúspide lingual e 150 N na fossa distal e c) 100 N na ponta da cúspide lingual, 100 N na fossa distal e 100 N na fossa mesial. Foi observado que as tensões ficaram concentradas no pescoço do implante com maior valor quando a carga foi aplicada em um ponto, e mais baixo para carga aplicada em três pontos. Os maiores valores para as tensões máximas na infra-estrutura e na face oclusal apareceram na situação de aplicação de carga em dois pontos. Os autores ressaltaram que a tensão após o carregamento pode ser influenciada pelos materiais e propriedades escolhidas no trabalho, por isso deve-se ter um cuidado especial ao extrapolar os resultados para

outras situações. Também é importante observar que não existem somente forças axiais e horizontais e sim, uma combinação dessas forças (forças oblíquas). Concluiu-se que a combinação ideal de cargas verticais se encontra em situação com aplicação de forças em 2 ou 3 pontos que diminui as tensões no osso. Nesta situação, as tensões de von Mises ficaram concentradas na infra-estrutura e na superfície oclusal da prótese parcial fixa.

Geramy e Morgano²³, em 2004, desenvolveram um modelo de elementos finitos para medir e comparar o deslocamento realizado considerando várias condições de carga. Foram construídos três modelos tridimensionais para simular a situação clínica de um molar inferior implanto-suportado que consistiam na simulação de: um implante com as dimensões de 3.75 X 10 mm (implante regular); um implante medindo 5.0 X 10 mm (largo diâmetro) e modelo simulando dois implantes para um dente na região de molar, medindo 3.75 X 10 mm cada um. Cada modelo foi analisado com duas magnitudes de força (35 N e 70 N) e com duas direções de força (vertical e 15° graus em relação ao eixo vertical para produzir uma força de direção vestibulo-lingual). As forças foram aplicadas em 3 pontos diferentes: a) fossa central, b) ponto médio vestibulo-lingual da crista marginal distal e c) ponta da cúspide disto-vestibular. Os resultados mostraram grande redução do deslocamento méso-distal entre implante de 3.75 e 5.0 mm de diâmetro. Porém esse deslocamento também foi menor no modelo contendo dois implantes de 3.75 mm. O resultado desse trabalho sugere que implantes duplos para coroa de molar apresentam uma biomecânica méso-distal mais favorável em relação a implantes de diâmetro largo. Os autores também ressaltam que os micromovimentos podem ser melhor controlados quando a coroa estiver sobre um implante de diâmetro largo ou sobre dois implantes. Os autores concluíram que o aumento do diâmetro de 3.75 mm para 5.0 mm reduziu o deslocamento méso-distal e vestibulo-lingual do sistema implante/coroa aproximadamente em 50% quando a coroa recebeu carga na ponta da cúspide disto-vestibular ou na crista marginal distal. Além disso o modelo com implantes duplos

mostrou uma redução similar no deslocamento vestibulo-lingual quando comparado ao modelo com implante de 5.0 mm de diâmetro.

Himmlová et al.²⁴, em 2004, compararam a influência do comprimento e diâmetro do implante na distribuição da tensão gerada por forças mastigatórias ao redor de implantes. Foram feitos modelos 3D de implantes ITI sem rosca com comprimentos de 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm e 17 mm para o diâmetro de 3.6 mm e para um implante com 12 mm de comprimento variou-se o diâmetro em 3.6 mm, 4.2 mm, 5.0 mm, 5.5 mm, 6.0 mm e 6.5 mm. Os implantes foram instalados verticalmente na região de molar inferior. O volume total de osso foi considerado homogêneo, isotrópico com característica de osso cortical. Aplicaram-se forças de 17.1 N (lingual); 114.6 N (axial) e 23.4 N (disto-mesial). Os resultados demonstraram que a área ao redor do pescoço dos implantes apresentou a maior concentração de forças (esta área foi idêntica para todos os comprimentos e diâmetros dos implantes considerados). O aumento do diâmetro do implante diminuiu consideravelmente as tensões ao redor do pescoço; ao variar o comprimento também houve uma diminuição dos valores de tensão, porém não tão pronunciada como na variação do diâmetro. Os autores salientaram que a simulação com um modelo 3D e cargas não simétricas pela força mastigatória sobre um implante resultou em uma simulação clínica real mais satisfatória do que aquelas com modelos 2D utilizados em outros trabalhos. Também foi salientado que a simplificação do modelo (implantes sem roscas, osso totalmente homogêneo e isotrópico) não alterou o propósito do trabalho que foi estabelecer a importância relativa do comprimento e diâmetro do implante. Concluiu-se que um aumento do diâmetro dissipa melhor a força mastigatória simulada e diminui a tensão ao redor do pescoço do implante. A maior redução (35%) na tensão foi obtida na simulação com o implante de 4.2 X 12 mm em relação ao implante de referência (3.6 X 12 mm). De um ponto de vista biomecânico, a melhor escolha é um implante com o diâmetro máximo possível permitido pela anatomia do local uma vez que nesse trabalho, o efeito do comprimento do implante mostrou não ser expressivo.

Akour, Fayyad e Nayfeh⁴, em 2005, compararam o efeito de forças cíclicas compressivas no afrouxamento de pilares parafusados em implantes com dois desenhos diferentes de dispositivo antirrotacional. Foram modelados um implante de 5.0 mm de diâmetro contendo hexágono externo, pilar e parafuso, e um implante de 5.0 mm de diâmetro com dispositivo antirrotacional interno de três canais, pilar e parafuso respectivos. Foram aplicadas uma força axial de 80 N e lateral de 8 N sobre a superfície do pilar. Os resultados mostraram que implantes de hexágono externo apresentaram tensões de contato entre as partes e deflexão significativamente mais altas do que o outro sistema. Já implantes de hexágono interno sob um ponto de vista mecânico, previnem rotação, ou seja, afrouxamento de parafuso. Concluiu-se que implantes com dispositivo antirrotacional interno com três canais demonstrou um potencial menor para fratura da montagem implante/pilar, além de sua capacidade de prevenção no afrouxamento de parafuso e rotação da prótese, porém os implantes de hexágono externo apresentam um potencial maior para fratura do pilar.

Bozkaya e Müftü¹³, em 2005, realizaram uma análise mecânica de um pilar com parafuso de formato cônico. Nesse trabalho os autores desenvolveram fórmulas para estimar as magnitudes dos torques de aperto e afrouxamento para tais conexões. As equações para a forma cônica de interferência foram combinadas com equações mecânicas do parafuso para determinar o torque de afrouxamento e de aperto. Também foi investigada a eficiência do sistema, definida como a proporção de torque de afrouxamento para o torque de aperto. O trabalho mostrou claramente que o valor do coeficiente de fricção afeta severamente os valores de torque de aperto e afrouxamento. Este depende de muitos fatores incluindo propriedades mecânicas e a rugosidade da interface de contato, exposição a contaminantes entre as superfícies e em alguns casos a carga normal.

Sevimay et al.⁴⁴, em 2005, avaliaram a distribuição da tensão em um sistema implanto-suportado unitário considerando 4 diferentes qualidades do tecido ósseo pelo método dos elementos finitos. A simulação foi realizada na região de segundo pré-molar inferior contendo implante de 4.1 X 10 mm, coroa metalo-cerâmica em Cr-Co e cerâmica feldspática. Foram aplicadas forças de 150 N simultaneamente na fossa distal e cúspide lingual e todos os materiais foram considerados homogêneos e lineares. Foi observado que a concentração de forças se localizou na região cortical do tecido ósseo, além disso, os autores salientaram que a perda dos implantes pode estar relacionada com a micromovimentação, que pode ser evitada quando o implante está na região de osso cortical. Sobre a liga Cr-Co os autores salientam que esta se mostrou ideal para transferências de cargas para os implantes, uma vez que apresenta baixa flexibilidade e alto módulo de elasticidade.

Blatt, Butignon e Bonachela¹¹, em 2006, realizaram um estudo da biomecânica dos implantes osseointegrados por meio do MEF amplamente utilizado na Odontologia. Este método apresenta informações sobre o comportamento das tensões, tanto qualitativas como quantitativas, mais precisas que os demais métodos até então utilizados. Entretanto, deve-se salientar que apesar do MEF representar modelos matemáticos, seus resultados devem ser analisados com cautela, visto que as características biológicas individuais, tais como quantidade e qualidade óssea, força mastigatória, características oclusais, presença de hábitos parafuncionais, entre outros, são variáveis as quais limitam, a completa extrapolação dos resultados para diferentes situações clínicas.

Chun et al.¹⁹, em 2006, investigaram a distribuição de forças inclinadas ao redor do osso em três tipos diferentes de pilares protéticos. Foram utilizados implante de corpo único; implante com hexágono interno e implante com hexágono externo. O modelo ósseo utilizado incluiu osso compacto e osso esponjoso supostamente homogêneos,

isotrópicos e com elasticidade linear. Foram aplicadas cargas de 100 N no longo eixo do implante e com inclinações de 15°, 30° e 60° graus. Todos os implantes apresentaram distribuição similar de forças no osso sob carga vertical. A medida que aumentava a inclinação da força, a componente horizontal também aumentou, gerando aumento do momento e compressão no osso compacto adjacente na primeira rosca do implante. Essa mesma região mostrou o valor máximo da tensão de von Mises nos três tipos de implantes, tanto em carga vertical quanto inclinada. A magnitude desses valores foi diferente entre os três tipos de implantes. Em cargas inclinadas, a distribuição de forças no osso também foi diferente nos implantes. As diferenças entre cargas verticais e inclinadas foram causadas devido à mudança de transferência da força nos diferentes tipos de pilares. O tamanho da área de contato entre o pilar e o implante também influenciou a distribuição de forças e magnitude ao redor do osso. A menor tensão de von Mises foi encontrada no osso ao redor do implante com hexágono interno devido a redução no efeito de flexão causado pela componente horizontal no deslizamento das uniões cônicas entre implante/pilar. A maior tensão de von Mises foi encontrada no osso ao redor do implante com hexágono externo em todas as condições de carga. Tensão de von Mises diminuiu gradativamente do nível marginal ósseo até o ápice dos implantes. Foi observada redução significativa da tensão de von Mises no limite entre osso compacto e osso esponjoso devido ao baixo módulo elástico do osso esponjoso.

Al-Sukhun e Kelleway⁶, em 2007, desenvolveram um modelo de elementos finitos de mandíbula humana e compararam a deformação funcional prevista com aquela detectada clinicamente. Para isso 12 pacientes os quais apresentavam implantes na região de pré-molar foram submetidos a situações clínicas de abertura máxima, excursões em lateralidade e protrusão. Esses implantes estavam instalados no mínimo a 24 meses e reconhecidamente dentro dos critérios de sucesso. Transdutores foram instalados nesses implantes para estudar clinicamente os três padrões de deformação da mandíbula. Em seguida, as 12 mandíbulas foram modeladas usando técnicas de

elementos finitos baseada em imagens/cortes de tomografia computadorizada. O modelo foi carregado com múltiplos vetores de força para simular forças musculares sobre áreas amplas de inserção. Os resultados observados nos modelos ficaram muito próximos dos padrões observados nas mandíbulas *in vivo* com transdutores. As deformações clínicas encontradas foram de pequena magnitude, sendo de 0.8 mm na abertura máxima, 1.1 mm em lateralidade direita, 0.9 mm na esquerda e 1.07 mm na protrusão. Durante a abertura máxima e protrusão foi observado tensão máxima na região anterior (região de sínfise), em lateralidade foi observado tensões menores, porém na região anterior, no bordo da mandíbula. Diferenças entre os valores de deformação previstos e medidos foram expressos como uma porcentagem do valor medido e variaram entre 0% e 22.2%. Os autores concluíram que o modelo de elementos finitos descrito no trabalho, junto com os testes clínicos, proporcionou um alto nível de confiança e uma habilidade de proporcionar um melhor entendimento do fenômeno da deformação mandibular funcional. Consideram que a deformação mandibular deve ser levada em consideração durante os procedimentos de moldagem, principalmente quando em abertura máxima, pois podem levar a falta de passividade e complicações no tratamento. Por fim concluiu-se com este estudo que o MEF pode ser utilizado como uma ferramenta confiável para comparações clínicas.

Segundo et al.⁴², em 2007, avaliaram a distribuição das tensões em implantes de hexágono externo por meio do método dos elementos finitos. Para isso, foi simulada uma situação clínica contendo um implante de hexágono externo (4 X 11.5 mm), pilar protético do tipo Cera One com liga em Ag-Pd, parafuso de cabeça quadrada em ouro e cerâmica feldspática; conjunto sobre o qual foi aplicada a carga de 382 N em diferentes condições. Foi observado que a maior concentração de carga foi na região da interface entre pilar/implante e na metade do diâmetro do parafuso, no nível de primeira rosca. Também pôde-se concluir que a região de maior fragilidade do conjunto é o parafuso, e que este não deve conter ângulos vivos e salientes.

Bergkvist et al.¹⁰, em 2007, utilizaram o MEF para simular tensões induzidas no osso, ao redor de implantes separados e unidos na maxila, provenientes da força de mastigação e determinar se as diferenças nesses níveis de tensões estavam relacionadas a diferenças em perdas de osso observadas, associadas com os dois métodos de cicatrização. Foram modelados 12 implantes cilíndricos de 4.1 X 12 mm em uma parte da maxila com limites definidos. Um modelo foi feito com seis implantes separados e outro modelo com seis implantes unidos entre si através de uma prótese. No modelo com implantes isolados somente o implante que seria analisado com carga foi unido a prótese. Para a análise foram considerados somente três implantes de um lado da maxila. Foi aplicada força de 300 N diretamente em cima do implante a ser testado. Em dois implantes (L1 e L2) a força tinha inclinação de 10° graus, enquanto o terceiro implante (L3) recebeu força vertical. Quando os seis implantes estavam unidos e L1 foi carregado, as tensões ósseas ao redor de L1 e L2 foram reduzidas a um fator maior que 7 (5.7 e 7.2, respectivamente) comparado aos implantes separados. Mas a redução da tensão ao redor do implante L3 foi bem menor porque a inclinação da força aplicada era vertical (90° graus) comparado a L1 e L2 que receberam força em inclinação de 10° graus. Este estudo mostrou que a união de implantes reduz significativamente os níveis de tensão ao redor do osso, especialmente quando os implantes estiverem expostos a uma força inclinada. Estes autores ressaltaram que o estudo conduzido mostrou resultados diferentes de outros estudos de MEF em implantes osseointegrados em tecido ósseo cicatrizado. Concluiu-se assim que o osso ao redor de implantes unidos mostrou grande redução das tensões quando comparado ao osso circunjacente a implantes separados. De um ponto de vista puramente mecânico, unir implantes é provavelmente uma maneira positiva de reduzir os problemas ósseos durante a cicatrização após a cirurgia, coincidindo com as observações clínicas.

Maeda et al.³⁰, em 2007, avaliaram as vantagens biomecânicas da configuração do degrau de plataforma na distribuição da tensão no implante e ao seu redor, por meio

do MEF tridimensional. A simulação foi realizada em implante tipo cilíndrico, sem roscas, hexágono externo (4 X 15 mm) com o osso circunvizinho e intermediário de 4 mm de diâmetro. O segundo modelo apresentava conexão mais estreita com 3.25 mm de diâmetro e degrau de plataforma. Uma força de 10 N foi aplicada perpendicularmente ao implante e na região periférica do pilar. Os autores observaram grande tensão ao redor da periferia do topo do implante e ao longo da superfície lateral do mesmo. Houve deslocamento lateral desta área em direção ao centro do implante. A distribuição da densidade de energia na superfície do osso cortical foi maior no primeiro modelo do que no segundo modelo. Dentro das limitações do estudo, os autores sugerem que a configuração do degrau de plataforma tem a vantagem biomecânica de deslocar a área de concentração da tensão longe da interface cervical osso/implante. Porém apresenta também a desvantagem de aumento da tensão no intermediário e no parafuso do intermediário.

Para Pessoa et al.³⁸, em 2007, as análises pelo MEF são ferramentas de grande valia no entendimento dos fenômenos biomecânicos relacionados a reabilitação com implantes, já que as forças mastigatórias agindo sobre os mesmos podem resultar em tensões indesejáveis no osso adjacente podendo causar defeitos ósseos e eventualmente falência dos implantes. A expansão da utilização destes métodos é fundamentada em vantagens como custo relativamente baixo, versatilidade e a ausência de mutilações em animais ou humanos, além da confiabilidade comprovada pela larga utilização em diversas áreas do conhecimento. É provável que avanços visando o prognóstico da distribuição de tensões de casos específicos, durante o planejamento clínico, sejam buscados em estudos futuros.

Saab et al.⁴¹, em 2007, mediram e compararam por meio de análise de elementos finitos, a distribuição de tensão no osso, ao redor de implantes na região anterior da maxila, usando 2 pilares diferentes. Modelos 2D foram criados a partir da

digitalização de uma peça seca em laboratório de anatomia. O osso da maxila foi modelado como tipo III com uma espessura de camada cortical de 0.5 mm. Esses modelos reproduziram duas situações: (1) implante com pilar reto, e (2) implante com pilar angulado de 20° graus, ambos com cilindros que são parte dos componentes protéticos. O implante usado foi de 4 X 13 mm e não foi confeccionada nenhuma coroa. Cargas oblíquas de 178 N foram aplicadas na área do cingulo de ambos os modelos. Foram executadas sete repetições sucessivas de refinamento de malha em cada modelo para observar a convergência dos resultados. Foi encontrado que a maior tensão se localizou no osso esponjoso, adjacente as três roscas mais apicais, no lado palatino do implante onde foram criadas forças elásticas. No implante com pilar reto, o valor foi de 4650 *microstrain*; no implante com pilar angulado, o valor foi de 4020 *microstrain*. A distribuição de tensão observada ao redor do implante com pilar reto e com pilar angulado foi praticamente a mesma. A maioria da deformação aconteceu no osso esponjoso e variou entre 1000 e 3500 *microstrain*. Áreas pequenas de osso esponjoso apresentaram tensão acima do limite fisiológico (4000 *microstrain*). O modelo mostrou uma tensão no osso 15% maior para o implante com pilar reto comparado ao implante com pilar angulado. Os resultados convergiram após várias repetições de refinamento de malha que confirmaram a falta de dependência da tensão máxima na interface implante/osso em densidade de malha. A maioria da tensão produzida no osso esponjoso e osso cortical estava dentro da variação que vem sendo relatada como fisiológica e promove aumento de massa óssea e mineralização. Como implicações clínicas os resultados deste estudo sugerem que usando um pilar angulado pode diminuir a tensão no osso ao restaurar implantes na maxila anterior, quando se comparar com o pilar reto.

Van Staden et al.⁴⁸, em 2007, estudaram aplicação do MEF na implantodontia. Para isso, um corte da região de mandíbula foi utilizado e um implante cilíndrico instalado virtualmente; o modelo era em 3 dimensões e apresentava 18.433 elementos. Os autores simularam a instalação do implante no tecido ósseo considerando o torque de inserção e

depósito de sangue e osso na região da interface. Foi constatado que o torque de inserção tem grande influência nas tensões geradas ao redor do tecido ósseo.

Huang et al.²⁵, em 2008, avaliaram a tensão ao redor do tecido ósseo em implantes submetidos a carga imediata em região de maxila. Foram analisados implantes cilíndricos lisos, cônicos lisos e cônicos com superfície tratada. Os implantes também foram analisados segundo a plataforma protética, sendo reduzida, regular e de largo diâmetro. O contato ósseo também foi variável, contendo 3 níveis de contato friccional. O modelo em MEF foi construído a partir de imagens tomográficas reais. Foi aplicada uma força oblíqua de 129 N na cúspide de trabalho. O implante liso do tipo cônico foi o que apresentou maior tensão ao redor do tecido ósseo, seguido do implante cilíndrico liso e do implante cônico com superfície tratada. Em relação ao osso, a maior tensão foi encontrada na crista do osso cortical. Os autores concluíram que os implantes em carga imediata apresentaram maior tensão ao redor do osso quando comparados com implantes já ósseo-integrados; também observou-se que o espaço existente entre osso/implante para que ocorra osseointegração é menor do que 100 μm , similar ao observado em estudos clínicos. Além disso, o aumento do comprimento dos implantes gerou uma diminuição da tensão quando submetidos à carga imediata. Com relação ao aumento do diâmetro, este diminuiu consideravelmente a tensão nos implantes submetidos tanto à carga imediata quanto à tardia.

Kao et al.²⁷, em 2008, investigaram o nível de micromovimento entre o implante e o osso circunvizinho, causados pela utilização de um pilar angulado para um implante simples com carga imediata na maxila anterior. Um modelo simplificado de uma hemi pré-maxila foi fabricado com as dimensões para a construção do rebordo alveolar baseadas nas dimensões aproximadas de um crânio humano seco que compreenderam 6.5 mm de espessura vestibulo-lingual e 10 mm de espessura méso-distal. Baseado no protocolo de Brånemark para implantes Mk IV em osso tipo III, um modelo de carga imediata foi

desenvolvido pela inserção de um implante cilíndrico de 4 X 13 mm em um local com 3.15 mm de osteotomia em um modelo numérico. As propriedades físicas dos materiais foram atribuídas ao modelo simulado, e o mesmo foi modelado. Uma força de mordida de 89 N foi aplicada nos topos dos pilares angulados. Esses pilares angulados tinham inclinações de 0°, 15°, 25° graus e a força foi aplicada em um ângulo de 120° graus em relação ao longo eixo do pilar. Os autores encontraram valores de micromovimento para intermediários angulados de 15° e 25° graus de 119% e 134%, respectivamente, comparados aos valores correspondentes para intermediários retos. Comparados aos intermediários retos, os intermediários de 25° graus resultaram em tensões máximas de von Mises aumentadas a um nível de 18%. A maioria das tensões ficaram concentradas dentro do osso cortical, ao redor do pescoço dos implantes. Concluiu-se que dentro dos limites do estudo de análise de elementos finitos, angulações de intermediários até 25° graus podem aumentar a tensão no osso peri-implantar em 18% e o nível de micromovimento em 30%.

Wang et al.⁴⁹, em 2008, analisaram a distribuição do *stress* ósseo com diferentes inclinações de implantes, considerando a carga normal de mastigação. O estudo se concentrou na análise das tensões de compressão. Para isso foram construídos oito modelos sólidos com implantes de 5 X 11mm em região de 1° e 2° molares inferiores com coroas totais de porcelana unidas. O modelo 1 apresentava os implantes paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal; os outros modelos apresentavam um implante inclinado em 15° graus para mesial ou distal, mas com o mesmo plano oclusal do primeiro modelo. Uma força de 200 N foi aplicada na fossa central de cada coroa em direção vertical e horizontal, totalizando 400 N. Os resultados mostraram valores máximos de compressão no osso cortical ao redor da região cervical dos implantes, independente da configuração dos implantes. Em cargas horizontais, os valores se apresentaram quatro a seis vezes maiores do que nas cargas verticais. O valor mínimo de *stress* foi encontrado no modelo que apresentava os dois implantes com inclinação dos ápices divergentes

entre si em 30° graus. Com base nos resultados encontrados, os autores sugeriram que nem todas as inclinações de instalação de implantes levam a concentrações de *stress*. Em situações clínicas variáveis é possível prevenir angulações desfavoráveis e alcançar angulações melhores no que diz respeito a valores de compressão óssea.

Quaresma et al.³⁹, em 2008, avaliaram a influência de 2 sistemas de implantes, na distribuição das tensões sobre a prótese, pilar, implante e osso alveolar, sob forças oclusais simuladas empregando análise de elementos finitos. Os implantes e pilares utilizados foram: um implante cilíndrico com hexágono interno de 3.8 X 11 mm conectado a um pilar reto de 3.8 X 6.5 mm parafuso-retido (sistema 1); e um implante cônico de 3.5 X 11 mm conectado a um pilar cônico reto de 4.5 X 6 mm, maciço (sistema 2). Foi confeccionada uma coroa de porcelana com liga prata-paládio para cada sistema. Os implantes, pilares e próteses foram introduzidos em um cilindro de resina. Um modelo 2D de elementos finitos foi criado baseado nas propriedades físicas de cada componente. Em cada caso, foi simulada uma força vertical de 100 N e aplicada à cúspide vestibular. Os valores de tensões de von Mises gerados na prótese, pilar, implante e osso alveolar foram calculados. Foi encontrado que nas próteses, o valor máximo das tensões de von Mises ficaram concentrados nos pontos de aplicação da força em ambos os sistemas, e eles foram maiores no sistema 1 (148 N/mm) do que no sistema 2 (55 N/mm). Esses valores sugerem que o sistema 2 pode apresentar solução clínica superior em casos de maiores forças oclusais. A maior tensão foi observada no pilar do sistema 2 do que no sistema 1 em ambas faces vestibular (342 N/mm x 294 N/mm) e lingual (294 N/mm x 148 N /mm). A tensão na crista óssea alveolar cortical foi maior no sistema 1 do que no sistema 2 (vestibular: 99.5 N/mm x 55 N/mm; lingual: 55 N/mm x 24.5 N/mm, respectivamente). Dentro dos limites desse estudo, foi observado que o sistema 1 produziu maiores tensões no osso alveolar e na prótese e menores tensões no pilar. Por outro lado, o implante cônico conectado a um pilar cônico reto e maciço apresentou tensões menores no osso alveolar e na prótese e maiores tensões no pilar

(principalmente na região do pescoço da união pilar/prótese). Com esses resultados os autores acreditam que a conexão cônica entre pilar/implante pode melhorar a dissipação de tensão na crista óssea alveolar, e pode diminuir a reabsorção marginal óssea resultante do acúmulo de tensão no osso.

Rubo e Souza⁴⁰, em 2008, analisaram a distribuição das tensões no osso ao redor de implantes dentários, observando variáveis clínicas presentes em prótese implanto-suportada. Para isso foi simulado um modelo tridimensional em MEF do segmento anterior da mandíbula contendo 5 implantes (3.75 X 10 mm) os quais suportavam uma infra-estrutura em formato curvo simulando prótese híbrida. Foram inseridas as seguintes variáveis: comprimento do cantiléver, módulo elástico do osso esponjoso, comprimento do intermediário, comprimento do implante e tipo de liga da estrutura (Ag-Pd ou Cr-Co). Foi aplicado carga vertical de 100 N à 15 mm na distal do último implante procurando simular a força oclusal. As tensões ficaram concentradas em osso cortical (face disto-lingual) ao redor do pescoço do implante, mais próximo ao ponto de aplicação da carga; e as tensões no osso esponjoso foram consideradas baixas comparadas ao osso cortical. Segundo os autores, a respeito da extensão do cantiléver, o aumento de cada 5 mm promove também aumento das forças em 30% a 37%. Os autores concluíram que a distribuição da tensão foi mais uniforme em osso esponjoso, pilares e implantes mais longos e cantiléveres curtos. O uso de estrutura com liga de Cr-Co parece contribuir para uma distribuição mais adequada da tensão.

Kong et al.²⁸, em 2008, avaliaram a distribuição das tensões em implantes cilíndricos por meio do MEF variando a altura das roscas e espessura. Para isso foi confeccionado um modelo em elementos finitos com implante de 13 mm, pilar de 5 mm de altura e estrutura em cerâmica com 2 mm de altura. Foram aplicadas forças de 100 N e 50 N no eixo axial e oblíquo na direção vestibulo-lingual. Foi observado maior influência da altura entre as roscas do que a espessura no que diz respeito à distribuição das

tensões, também foi observado em relação as forças axiais e oblíquas, as quais apresentaram maior sensibilidade. Além disso, o osso medular se apresentou mais sensível ao aumento das tensões do que o osso cortical.

Wang et al.⁵⁰, em 2009, avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes e diferentes diâmetros na estabilidade primária. A região simulada foi de primeiro molar inferior em osso tipo II, III e IV, alterando apenas a espessura de osso cortical. Os implantes apresentavam comprimento de 13 mm e espessura de 3.75 mm, 4.0 mm, 4.5 mm, 5.0 mm e 5.5 mm e pilares de 3 mm de altura. Os autores observaram que clinicamente implantes bicorticalizados aumentam consideravelmente a melhoria da estabilidade primária, também foi observado que o aumento do diâmetro apresenta um limite para a melhoria da estabilidade primária.

Wang et al.⁵¹, em 2009, criaram um modelo de elementos finitos preciso com roscas espirais e interfaces com roscas presentes no sistema (implante/pilar/parafuso) e instalado em um modelo ósseo. Também determinaram a magnitude e distribuição dos padrões de tensão gerados no sistema modelado e no osso quando o processo de montagem do sistema foi simulado. Assim, a natureza dinâmica dos parâmetros mecânicos (forças de contato, tensões e deformações) foram analisadas. Foi utilizado um modelo 3D de elementos finitos de um implante Brånemark Mark III de 3.75 X 10 mm, um pilar Cera One e um parafuso de ouro do pilar. O torque simulado para o aperto do parafuso foi de 32 N.cm. Após atingir esse torque, o torque de remoção foi simulado diminuindo-se o total de torque aplicado ao parafuso até chegar a 0 N.cm. Cada parâmetro mecânico da força de contato, tensão e deformação foram quantitativamente analisados em 4 regiões do modelo: ASAB (parafuso do pilar/pilar), ABIB (pilar/implante), ATIT (roscas do parafuso do pilar/roscas interna do implante), IOTB (roscas externa do implante/osso). Durante a seqüência de aperto, o parafuso do pilar se alongou, e a cada 1.0 µm de alongamento foi equivalente a um aumento de 47.9 N da pré-carga no sistema.

O torque de aperto gerou 554 N de força de união na interface pilar/implante e 522 N de pré-carga. Os valores de tensão de von Mises foram 248 MPa no pilar (interface pilar/implante), 765 MPa no topo do parafuso, 694 MPa no final do parafuso, 1365 MPa na parte superior com rosca do parafuso e 21 MPa no osso (parte superior da interface implante/osso). A região ideal para se determinar a quantidade de pré-carga foi na região da força de contato na interface roscas do parafuso e rosca do implante.

Yu, Jang e Kyung⁵³, em 2009, realizaram um estudo para avaliar quantitativamente a influência combinada do diâmetro do implante e da largura do rebordo alveolar na tensão na crista óssea. Foram feitos modelos de implantes ITI rosqueados de 3.3 X 10 mm, 4.1 X 10 mm e 4.8 X 10 mm instalados em um rebordo alveolar com espessuras diferentes. Uma coroa de liga de ouro com espessura de 1.5 mm na face oclusal foi modelada sobre o pilar de titânio. Uma carga oblíqua de 100 N foi aplicada no centro da face oclusal da coroa, com angulação de 30° graus em relação ao longo eixo do implante. Os resultados encontrados mostraram que os picos de tensão foram dependentes tanto do diâmetro do implante como da largura do rebordo alveolar. Tensões substancialmente mais baixas foram encontradas ao redor de implantes instalados em rebordos mais estreitos. Considerando os limites desse estudo teórico, os autores concluíram: 1) uma análise de regressão pode ser usada para quantificar o pico de tensão no ponto de singularidade. 2) um implante com diâmetro de pelo menos metade da largura do rebordo é recomendado para reduzir a concentração da tensão na crista óssea.

Pessoa et al.³⁷, em 2009, avaliaram a influência do tipo de interface (hexágono interno, hexágono externo e cone morse) sobre a distribuição de forças em implantes submetidos a carga imediata (100 N), antes e após osseointegração, em região de incisivo central superior. Foi observado que desconsiderando o tipo de conexão, a tensão ficou alojada na região vestibular do osso peri-implantar. Em carga imediata, a

conexão cone morse apresentou maior tensão, porém mais uniforme e estável em todo o conjunto. Para o hexágono externo foi observado maior concentração na região vestibular; já o implante de hexágono interno apresentou menor concentração diante dos demais, porém nenhum deles apresentou diferença relevante. Em condição de osseointegração, os implantes com hexágono foram similares, porém o implante cone morse apresentou menor concentração; além disso, a parede lateral dos implantes cone morse e hexágono interno ajudaram a dissipar melhor as forças minimizando a carga no parafuso. Sobre o tipo de conexão ainda, quando aplicada a carga, os implantes de hexágono apresentaram um GAP em relação a base de assentamento dos componentes, ocorrendo uma pequena deformação elástica dos mesmos.

3. Proposição

3.1 OBJETIVO GERAL

Contribuir para um maior conhecimento do comportamento biomecânico da distribuição das tensões em componentes protéticos do tipo minipilar cônico reto de duas peças (modelo I) e minipilar cônico reto de corpo único (modelo II) sobre implante de hexágono externo, possibilitando uma possível correlação com a prática clínica.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Este trabalho tem como objetivos específicos avaliar por meio do método dos elementos finitos, a distribuição de tensões nos pilares protéticos quando submetidos à simulação de carregamento nas seguintes condições:

- Pré-carga;
- Pré-carga simultaneamente a força de carga axial;
- Pré-carga simultaneamente a força de carga lateral.

4. Materiais e Métodos

4.1 Materiais

Para avaliação da distribuição das tensões foram aplicadas forças nas seguintes estruturas:

4.1.1 IMPLANTE: O implante utilizado para este estudo apresenta em sua composição titânio comercialmente puro-CP/grau IV, formato cilíndrico, plataforma protética tipo hexágono externo, diâmetro de 3.75 mm e comprimento de 13 mm, modelo Titamax Ti - Neodent[®] Curitiba, Brasil (Figura 1).



Figura 1 – Implante cilíndrico (Titamax Ti 3.75 X 13 mm)

4.1.2 PILARES INTERMEDIÁRIOS: Elementos de união entre o implante e a coroa protética (parafusada). Os pilares utilizados no presente trabalho foram do tipo minipilar cônico reto, na versão duas peças (convencional - H.E. - Neodent[®] Curitiba, Brasil) e na versão corpo único (maciço-Slim Fit - Neodent[®] Curitiba, Brasil),

apresentando em sua composição a liga de titânio Ti-6Al-4V, com encaixe hexágono externo de diâmetro de plataforma 4.1 mm e altura 2 mm de transmucoso (Figuras 2 e 3).



Figura 2 – Minipilar cônico reto duas peças (convencional-H.E. – 4.1 X 2 mm)



Figura 3 – Minipilar cônico reto corpo único (maciço-Slim Fit – 4.1 X 2 mm)

4.1.3 TECIDO ÓSSEO: Para este estudo foi simulado a instalação do implante na região do primeiro pré-molar inferior, a partir de uma imagem selecionada de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula edêntula, humana e viva.

Sabemos que a mandíbula apresenta uma estrutura com variações no módulo de elasticidade, devido à presença de osso cortical na região mais superficial e osso medular na região interna. Neste trabalho o modelo empregado apresentou os dois tipos de tecido ósseo.

Para realizar as simulações em ambiente virtual foram necessários:

4.1.4 PROGRAMAS COMPUTACIONAIS (*softwares*):

4.1.4.1 *DentalSlice*

O *software DentalSlice 2.7.2* (BioParts[®], Brasília, Brasil)⁴⁵ é uma ferramenta de planejamento implantodôntico pré-operatório, desenvolvido para oferecer auxílio cirúrgico-protético com alto nível de precisão e aumentar a margem de segurança do tratamento. O *DentalSlice* permite analisar imagens de uma tomografia computadorizada através da sua conversão em uma imagem tridimensional, o que auxilia o cirurgião no posicionamento do implante, levando em consideração tanto a quantidade de suporte ósseo para ancoragem dos implantes quanto os requisitos protéticos. Para se obter um exame e trabalhar no *DentalSlice*, basta solicitar a tomografia computadorizada (em um centro radiológico credenciado pela BioParts[®]) onde será convertida para o ambiente *DentalSlice*. O ambiente virtual de planejamento *DentalSlice* possibilita a criação de simulações realistas de planos de tratamento. Outra vantagem é a possibilidade de se obter ângulos de visão da estrutura anatômica que são impossíveis de se alcançar mesmo durante a cirurgia. Também é possível visualizar cortes anatômicos em que são feitas mensurações que auxiliam na escolha do implante mais apropriado.

4.1.4.2 SolidWorks

O *software* utilizado para a execução dos modelos geométricos do implante, dos componentes e da mandíbula foi o *SolidWorks* versão 2007 (SolidWorks Corporation Santa Mônica/CA, EUA). O *SolidWorks* é um *software* de CAD (*Computer-Aided Design*), que funciona nos sistemas operacionais [Windows](#)[®]. O *SolidWorks* baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um [sólido](#) ou [superfície](#) tipicamente começa com a definição de [topologia](#) em um esboço [2D](#) ou [3D](#), que possibilita a criação de um modelo geométrico com características fiéis as peças reais (Balbinoti e Lang⁷, 2007).

4.1.4.3 Ansys

No desenvolvimento do projeto o programa utilizado para a simulação numérica do comportamento mecânico foi o *software Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA, EUA). Este é um *software* de simulação, incluindo a área estrutural, amplamente utilizado nos meios industrial e acadêmico pois fornece soluções confiáveis e precisas. Como a maioria dos *softwares* dessa natureza, o *Ansys Workbench* fornece como resposta às simulações estruturais resultados como o campo de tensões equivalentes de von Mises e o campo de deformações. A utilização do *Ansys* permite que outras quantidades para a avaliação do estímulo mecânico, incluindo a densidade de energia de deformação, sejam obtidas como resposta através de operações realizadas entre as respostas-padrão do *software*. Além da importação do modelo gerado no *SolidWorks* ocorrer de maneira simples, o *Ansys* gera as malhas e os elementos com as propriedades mecânicas desejadas. Após aplicação das forças, esses elementos são analisados para solução do estímulo (Balbinoti e Lang⁷, 2007).

4.1.5 MICROCOMPUTADOR

Todo o trabalho de modelagem geométrica, simulação de forças e análise das tensões foi realizado em um microcomputador (Intel Core 2 Duo P8600-2.4GHz/2 GB memória RAM) contendo todos os programas citados anteriormente.

4.2 Métodos

4.2.1 MODELAMENTO GEOMÉTRICO DA MANDÍBULA

Com vistas a obtenção de resultados mais precisos e realistas, um modelo de mandíbula edêntula de um paciente do sexo masculino foi selecionado a partir de exame tomográfico. A imagem selecionada foi a partir de um corte transversal da região de primeiro pré-molar (Figura 4) de uma tomografia volumétrica computadorizada por feixe cônico (Galileos, SIRONA® Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Os dados da imagem obtida (padrão *DYCOM*) do paciente foram inseridos no *software Dental Slice*.

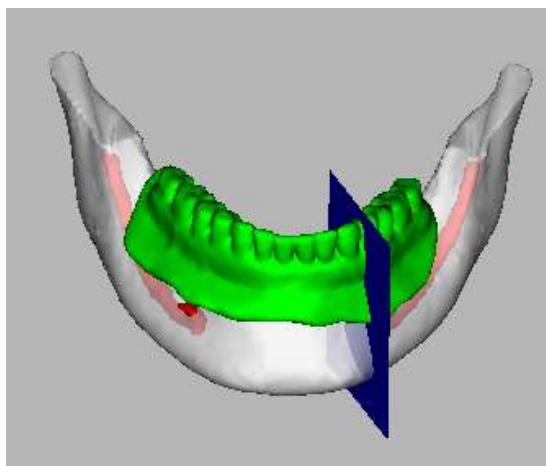


Figura 4 – Imagem de uma tomografia volumétrica computadorizada por feixe cônico a partir de uma mandíbula humana viva e seleção da região de primeiro pré-molar.

Através da ferramenta *Ruller* do *Dental Slice* foram criados pontos e referenciados através de eixos Cartesianos (x;y) sobre a imagem tomográfica do corte transversal da região. Isso permitiu a obtenção de referências para criar um desenho gráfico virtual da mandíbula (forma, espessura e quantidade de osso cortical e osso medular) o mais semelhante possível à tomografia. Conforme mostra a figura 5, pode-se observar a escolha de 23 pontos na imagem, com suas respectivas coordenadas, obtendo os limites do contorno ósseo correspondente ao osso medular. As coordenadas de cada ponto se encontram no quadro 3 (Apêndice). Como o perfil obtido com os pontos originais não se assemelhou com o da tomografia, esse quadro também mostra os ajustes manuais necessários nas coordenadas para obtermos um contorno ósseo mais fiel (todo processo feito no *SolidWorks*). Assim, os pontos (x*,y*) são valores ajustados em relação aos originais; em alguns casos foram eliminados ou adicionados pontos para a obtenção de um contorno ósseo mais real.

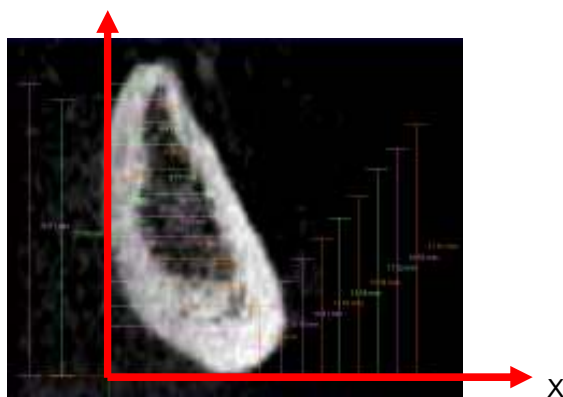


Figura 5 – Imagem tomográfica da secção de mandíbula disponibilizada pelo software *Dental Slice* com pontos referenciados (x;y) para delimitação do contorno do osso medular

A figura 6 mostra a escolha de 28 pontos a fim de se obter as coordenadas dos mesmos e conseguir o contorno ósseo correspondente ao osso cortical. As coordenadas de cada ponto se encontram no quadro 4 (Apêndice). Conforme descrito anteriormente, esse quadro também mostra os ajustes necessários nas coordenadas para obtenção do contorno ósseo cortical mais fiel possível à tomografia original.

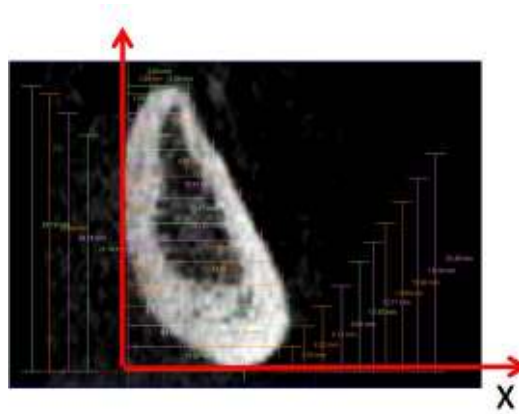
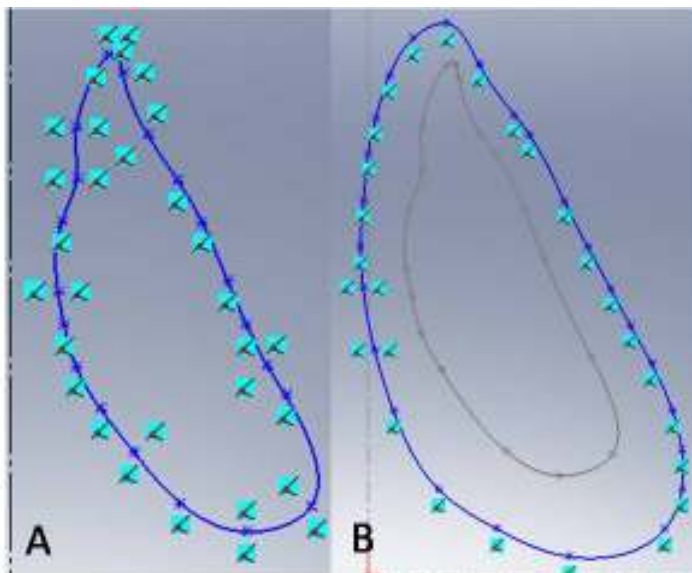


Figura 6 – Imagem tomográfica com pontos referenciados (x;y) - contorno do osso cortical

Pela união dos pontos referenciados do osso cortical e osso medular, foi gerado o contorno gráfico da mandíbula (Figuras 7A e 7B) no *software SolidWorks* para posterior criação de um modelo gráfico de três dimensões (3D).



Figuras: 7A) Contorno gráfico do osso medular e 7B) Contorno gráfico do osso cortical, ambos obtidos no *software SolidWorks 2007*

Para determinação do raio de curvatura utilizou-se também a ferramenta *Ruller* do *DentalSlice*. Inicialmente estimou-se um comprimento de curva próxima à 13 mm (no *DentalSlice* obteve-se 6,74 e 6,7 mm); em seguida foram tomadas dimensões dos três pontos desta curva (extremos e centro) em relação à um centro de curvatura comum, de forma que as extremidades das linhas de apoio das dimensões ficassem perpendiculares (figuras 8A e 8B).

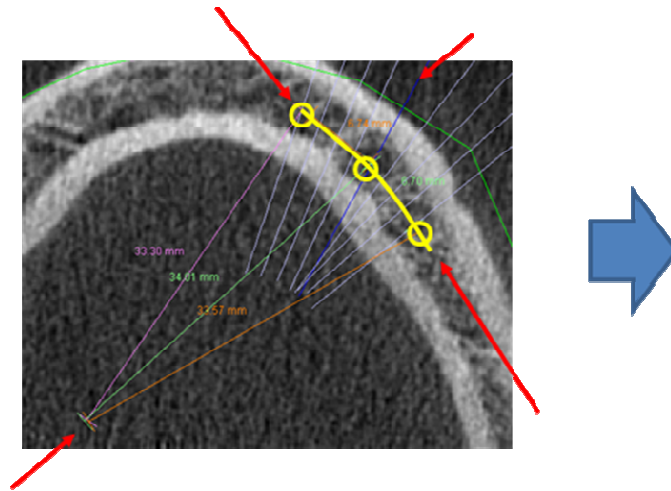


Figura 8A – Determinação do raio de curvatura da mandíbula no *DentalSlice*

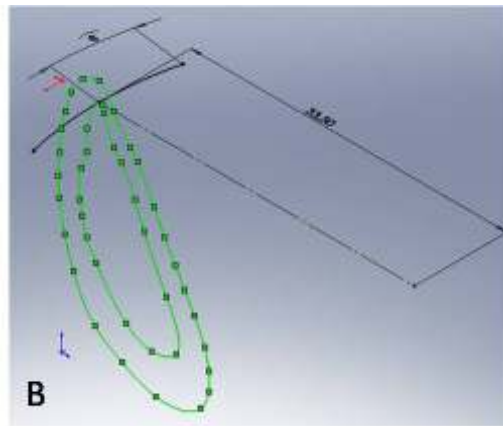
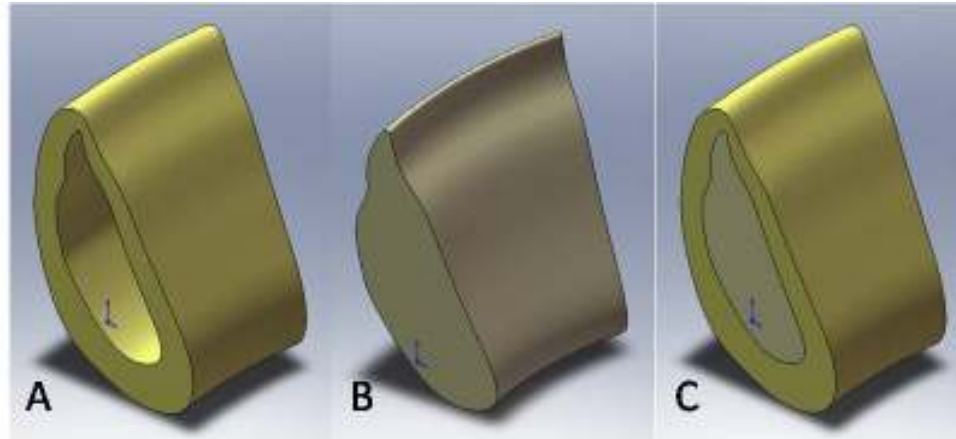


Figura 8B – Importação do raio de curvatura da mandíbula para o *SolidWorks*

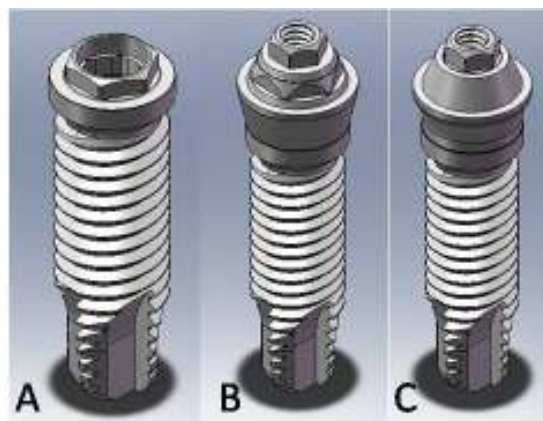
Com os contornos definidos o *software* gerou um modelo tridimensional. O modelo ficou com 8 mm de comprimento para cada lado da secção (superior ao mínimo de 4,2 mm recomendado por Teixeira et al.⁴⁶, 1998) e raio de curvatura de 33,5 mm. Nas figuras 9A, 9B e 9C observam-se os modelos gerados.



Figuras: 9A) modelo 3D do osso cortical, 9B) modelo 3D do osso medular e 9C) modelo 3D da secção da mandíbula

4.2.2 MODELAMENTO GEOMÉTRICO DO IMPLANTE E DOS PILARES

O desenho do implante e dos pilares foram disponibilizados e enviados pela empresa Neodent® em arquivo específico da área de engenharia. Os arquivos das peças foram importados para o *software SolidWorks 2007* e assim foram criados os modelos geométricos 3D(Figuras 10A, 10B e 10C).



Figuras: 10A) Modelo 3D do implante, 10B) pilar de duas peças e 10C) pilar corpo único

Ainda para a confecção dos modelos virtuais foram necessários valores das propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos (Lustosa e Murakami²⁹, 2006) - (Quadros 1 e 2). Todos os materiais utilizados, exceto o tecido ósseo, foram considerados como isotrópicos (propriedade que caracteriza as substâncias que possuem as mesmas propriedades físicas independentemente da direção considerada), homogêneos e linearmente elásticos. O tecido ósseo foi considerado ortotrópico (propriedade dos materiais que apresentam características físicas diferentes consoante a orientação espacial), heterogêneo (osso cortical e osso medular) e linearmente elástico.

Quadro 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e osso medular.

		Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade Longitudinal (MPa)	E_x	12600	1148
	E_y	12600	210
	E_z	19400	1148
Módulo de Elasticidade Transversal (MPa)	G_{xy}	4850	68
	G_{yz}	5700	68
	G_{xz}	5700	434
Coefficiente de Poisson	ν_{yx}	0,3	0,01
	ν_{zy}	0,39	0,055
	ν_{xz}	0,39	0,322
	ν_{xy}	0,3	0,055
	ν_{yz}	0,253	0,01
	ν_{xz}	0,253	0,322

Quadro 2 – Propriedades mecânicas do implante e do componente.

	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Tensão de Escoamento	Tensão de Ruptura
Ti-GR4	105 GPa	0,37	626,0 MPa	737,0 MPa
Ti-6Al-4V	110 GPa	0,342	880,0 MPa	950,0MPa

Sobre as propriedades mecânicas dos materiais temos o seguinte:

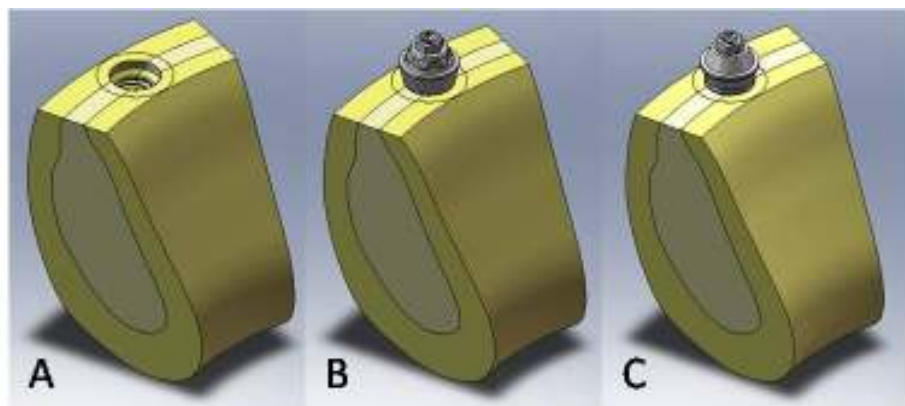
O módulo de Young ou **módulo de elasticidade** é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. A diferença na magnitude do módulo de elasticidade dos metais é consequência dos diferentes tipos de ligação atômica existentes no material.

Quando se exerce um esforço de tensão num pedaço de um material qualquer este vai sofrer uma deformação longitudinal, proporcional ao esforço aplicado, e determinada pelo seu módulo de elasticidade. Quando definimos o módulo de elasticidade somente consideramos a deformação longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser “esticado” sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. A razão entre a deformação transversal e a deformação longitudinal na direção do esforço de tração chama-se **coeficiente de Poisson**.

Acima de uma certa tensão, os materiais começam a se deformar plasticamente, ou seja, ocorrem deformações permanentes. O ponto no qual estas deformações permanentes começam a se tornar significativas é chamado de limite ou **tensão de escoamento**. Para metais que possuem transição gradual do regime elástico para o plástico, as deformações plásticas se iniciam no ponto no qual a curva tensão-deformação deixa de ser linear, sendo este ponto chamado de limite de

proporcionalidade (ou tensão limite de elasticidade). No entanto, é difícil determinar este ponto precisamente. Como consequência, criou-se uma convenção na qual é construída uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total. A tensão correspondente à intersecção desta linha com a curva tensão-deformação é o limite de escoamento. A magnitude do limite de escoamento é a medida da resistência de um material à deformação plástica e pode variar muito, como por exemplo, entre 35 MPa para uma liga de alumínio de baixa resistência até 1400 MPa para um aço de alta resistência. Durante a deformação plástica, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de limite de resistência à tração (ou **tensão de ruptura**), no qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Isto corresponde à maior tensão que o material pode resistir; se esta tensão for aplicada e mantida, o resultado será a fratura.

Os modelos gráficos em 3D foram construídos com plataforma e espelho do implante ancorado ao nível ósseo em região de osso cortical, e o corpo ancorado em região de osso medular; além do componente instalado sobre o mesmo ficando supra-ósseo. (Figuras 11A, 11B e 11C). Assim foram simuladas duas situações clínicas: implante do tipo hexágono externo com mini pilar cônico reto de duas peças (modelo I) e implante do tipo hexágono externo com mini pilar cônico reto de corpo único (modelo II).



Figuras: 11A) Modelo 3D da mandíbula para instalação do implante, 11B) após inserção do implante e pilar de duas peças (modelo I) e 11C) após inserção do implante e pilar de corpo único (modelo II)

4.2.3 PARÂMETROS DE MALHA DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

Os modelos de elementos finitos criados utilizaram elementos do tipo SOLID187, CONTA174 e TARGE170, seguindo orientações automáticas do *software*. O elemento SOLID187 é recomendado para malhas irregulares, sendo um elemento finito tetraédrico quadrático, com 10 nós em cada elemento (Figura 12). Esse elemento tridimensional se adapta bem à sólidos com superfícies curvas como no caso da superfície da mandíbula (Moaveni³³, 2003).

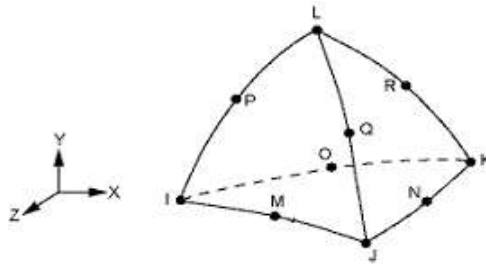


Figura 12 – Elemento finito sólido tipo SOLID187

Na modelagem apresentada, existe uma interface entre um material rígido (implante) e um material flexível (osso). Para estabelecer o contato entre os materiais, o *Ansys* utiliza superfícies que formam um par na interface: superfície alvo (*target surface*), e superfície de contato (*contact surface*). Em simulações 3D, a superfície alvo utiliza elementos tipo TARGE170 que pode formar par com elementos de superfície de contato tipo CONTA174. A interface implante-osso foi definida na modelagem através dos

elementos CONTA174 no corpo flexível (osso) e TARGE170 no corpo rígido (implante). Ambos os elementos apresentam 8 nós e são adequados para superfícies de contato curvas. O elemento CONTA174 (Figura 13) assume as características geométricas do elemento interno a que está associado. Em conjunto, o elemento TARGE170 (Figura 13) cria uma superfície onde possam ocorrer possíveis interferências entre os elementos CONTA174 de cada componente sólido do modelo geométrico (Balbinoti e Lang⁷, 2007).

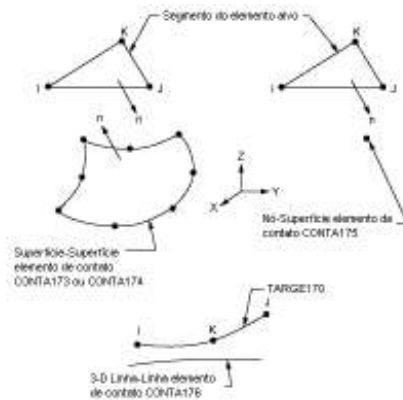


Figura 13 – Elementos finitos de contato do tipo CONTA174 e TARGE170

A geração da malha de elementos finitos se fez por tentativa e erro até se descobrir o limite de processamento do *hardware*. Refinaram-se as regiões de interesse inserindo o tamanho de elemento a utilizar até se atingir o limite. Para este estudo se verificou que o número máximo de elementos obtidos, sem ocorrer erro de falta de memória, ficou próximo de 250.000 elementos para cada sistema.

As dimensões da malha foram definidas considerando-se o tempo de processamento e as regiões de concentração de tensão, conforme mostra o quadro 5 (Apêndice) e as figuras 14 e 15.

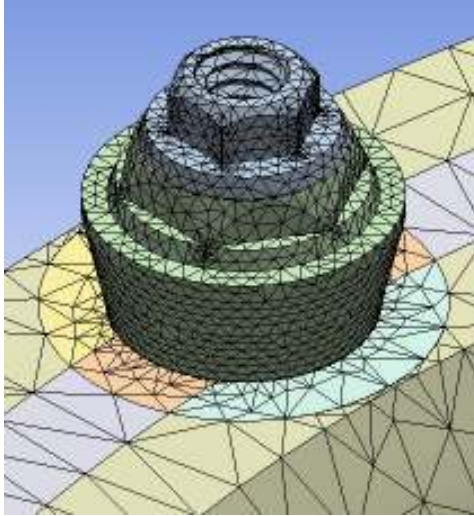


Figura 14 – Malha gerada sobre o modelo I

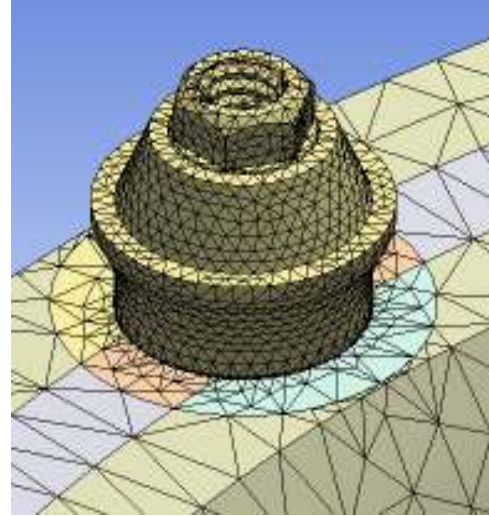


Figura 15 – Malha gerada sobre o modelo II

Os modelos 3D e os valores das propriedades mecânicas de todos os materiais utilizados foram exportados para o programa *Ansys Workbench 10* para a simulação das forças aplicadas e análise da distribuição das tensões geradas nas estruturas. Em ambas as situações foram simuladas as mesmas condições de carga sobre o conjunto.

4.2.4 SIMULAÇÃO DE FORÇAS E CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para a simulação numérica foi utilizado o *software Ansys Workbench 10* como descrito anteriormente.

A aplicação do MEF na análise de implantes dentários necessita de definição do carregamento combinado, denominado carga de oclusão oblíqua. As cargas verticais ao longo eixo do implante simulam uma oclusão normal. Segundo Geng, Tan e Liu²², 2001, carregamentos a serem aplicados em modelos computacionais devem ser oblíquos em relação à face do implante, de modo a simular de maneira mais completa as cargas de oclusão reais. Estas cargas de oclusão são provenientes dos contatos irregulares entre

os dentes superiores e os inferiores, não ocorrendo esforços puramente axiais ou transversais no implante, semelhantes aos movimentos mastigatórios.

O carregamento considerado no estudo foi aplicado em duas etapas: inicialmente torque de instalação do pilar (20 N.cm - recomendado pelo fabricante). Esse valor de torque gera uma força no parafuso do pilar chamada de pré-carga de tração (Figura 16).

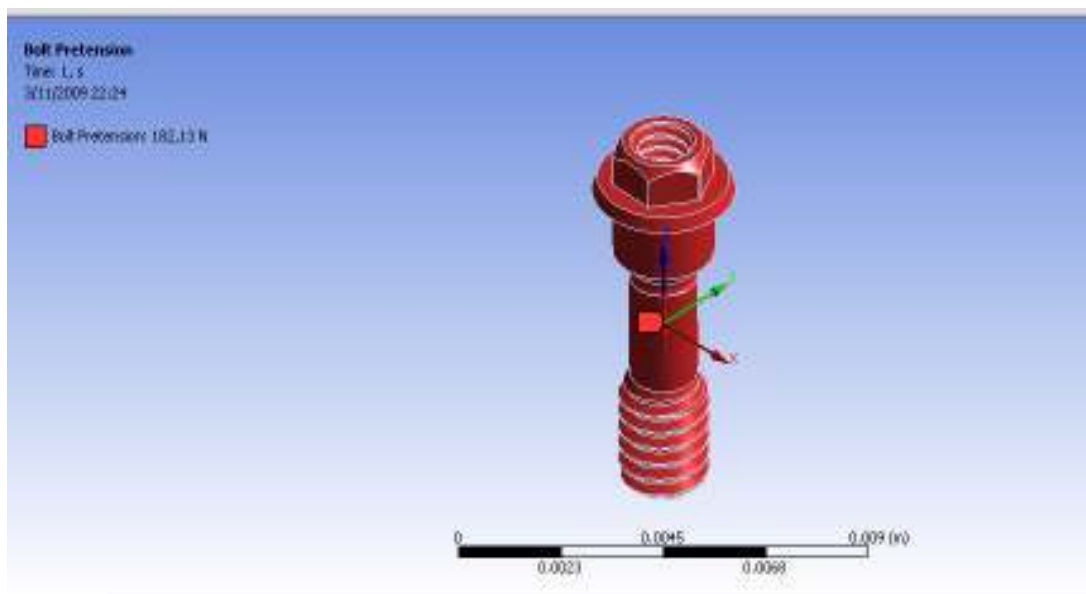


Figura 16 – Representação da força gerada pelo torque de instalação do pilar (pré-carga)

Em seguida foram aplicadas forças oclusais: axial de 114,6 N; laterais vestibulo-lingual de 17,1 N e disto-mesial de 23,4 N (Mericske-Stern, Piotti e Sirtes³¹, 1996 – Figura 17).

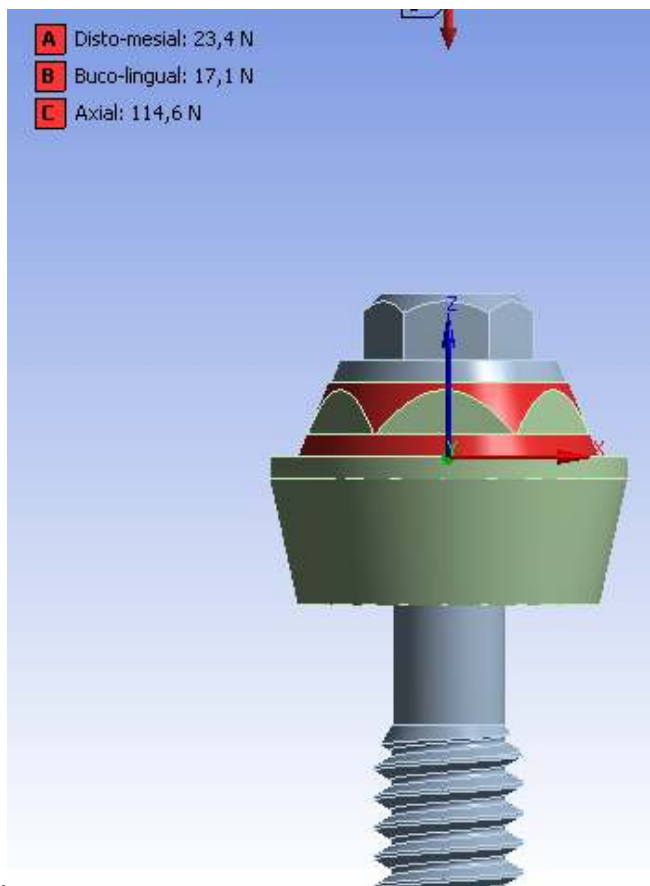


Figura 17 – Representação das forças oclusais

Utilizou-se o conceito de carga remota para aplicação das forças oclusais. Uma força ou carga remota é equivalente a uma carga de força regular em uma face ou uma carga de força em uma extremidade, mais algum momento. Pode ser usada como uma alternativa a construir uma parte rígida e aplicar uma carga de força a isto. A vantagem de usar uma carga de força remota é a possibilidade de especificar o local diretamente no espaço do qual as forças se originam. A localização da aplicação das cargas foi simulada considerando o espaço interoclusal de 6.5 mm acima da plataforma protética do implante (Lustosa e Murakami²⁹, 2006), sendo esta medida correspondente a altura média da coroa clínica de um dente pré-molar.

A mandíbula foi considerada como uma estrutura fixa sem liberdade de movimento (Geng, Tan e Liu²², 2001) e o implante, não ocorrendo movimentação entre ambos quando aplicada uma determinada força gerando restrições de movimento em todos os eixos.

As condições de contorno aplicadas consideraram as faces externas do modelo geométrico 3D na direção méso-distal como fixas. As superfícies laterais da mandíbula foram engastadas, ou seja, todos os elementos presentes nestas faces não apresentam liberdade de movimento nos 6^o graus de liberdade (3 translações e 3 rotações), simulando a continuação da mandíbula. Esta é a consideração da maioria dos estudos realizados, conforme destacou Geng, Tan e Liu²², 2001 (Figura 18).

A importação dos dois modelos 3D, aplicação de condições de contorno e carregamento no *Ansys Workbench* teve uma duração de cerca de 60 minutos e o processamento após aplicação do carregamento levou aproximadamente 3 horas e 30 minutos. A distribuição das tensões nos sistemas foram avaliados através dos valores de tensão de von Mises.



Figura 18 – Seleção das faces laterais a serem fixadas (condições de contorno)

5.1 Artigo Científico 1

Artigo preparado segundo as normas da revista The Journal of Prosthodontics.

Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método dos elementos finitos

Wagner Moreira¹, Caio Hermann², Jucélio Tomás Pereira³, Jean A. Balbinoti⁴

¹Aluno do curso de Mestrado do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

²Professor Associado do Departamento de Prótese do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

³Doutor do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, Curitiba - Pr, Brasil.

⁴Engenheiro Mecânico, Curitiba - Pr, Brasil.

Endereço para correspondência:

Wagner da Silva Moreira

Rua: Francisco H. dos Santos, 815 – Jd. Américas

81530-000 – Curitiba – Pr/Brasil

wagnermoreira@hotmail.com

Resumo

Propósito: O propósito deste estudo foi avaliar e comparar a distribuição de tensão por meio do método dos elementos finitos entre um minipilar cônico de corpo único e um minipilar cônico de duas peças, ambos em implante de plataforma de hexágono externo.

Materiais e Métodos: Modelos de elementos finitos tridimensionais foram feitos utilizando software (ANSYS) para 2 situações: Modelo I - implante de hexágono externo com minipilar de corpo único, e Modelo II - implante de hexágono externo com minipilar de duas peças. Os implantes usados foram de 3.75 X 13 mm (Titamax Ti - Neodent®, Brasil) e foram instalados na região de primeiro pré-molar inferior. Minipilares cônicos de 2 mm de altura foram modelados sobre cada implante. O modelo do osso foi construído a partir dos dados de superfície digitalizada de uma mandíbula natural de uma tomografia computadorizada. Foi simulada uma força de pré-carga e uma força de mastigação. A carga de mastigação foi simulada usando uma média de força mastigatória em uma direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Valores de tensão equivalente de von Mises nos implantes, nos minipilares e na interface implante-osso foram computados para cada situação usando o método dos elementos finitos.

Resultados: Na simulação da pré-carga, os maiores valores de tensão foram verificados na raiz dos dois primeiros filetes da rosca do parafuso para ambos os modelos, com intensidade próxima a 280 MPa no modelo I e de 220 MPa no modelo II. Com aplicação de cargas oclusais, modificações foram observadas somente sob carregamento lateral, 315 MPa na raiz das duas primeiras roscas no modelo I e 230 MPa no modelo II.

Conclusões: Verificou-se que, com ou sem aplicação de carga oclusal, os níveis de tensão foram bem inferiores aos limites de escoamento de seus materiais mantendo a integridade do conjunto.

Palavras-chave: Análise de Elementos Finitos; Implante Dental; Pilar Protético

Introdução

Inicialmente o objetivo da implantodontia era uma reposição dentária por meio de instalação de fixações em titânio, suportando trabalhos protéticos em arcos totais¹. Os altos índices de sucesso obtidos encorajaram outros profissionais a usar os mesmos princípios para o tratamento em casos de edentulismos parciais e unitários². Assim, nas últimas três décadas, buscando adequada função e estética, os implantes e procedimentos cirúrgicos vêm sendo desenvolvidos e modificados para assegurar resultados cada vez mais previsíveis³. Tornam-se cada vez mais necessários estudos clínicos longitudinais contendo

longos períodos de acompanhamento a respeito do comportamento dos implantes osseointegrados e componentes protéticos, observando seu desempenho clínico⁴.

Considerando uma perspectiva biomecânica, a principal diferença entre os sistemas de implantes está no tipo de encaixe existente na região implante/pilar, o qual pode ser hexagonal (interno ou externo) ou cone morse. O tipo de encaixe pode influenciar diretamente no afrouxamento e/ou fratura de parafuso do pilar e modo de transferência da carga na interface osso/implante⁵, isto porque os componentes podem ser em corpo único ou duas peças (parafuso de fixação e corpo do pilar), sendo neste último mais susceptível à fracassos⁵.

Para visualização do comportamento dos implantes quando submetidos a forças oclusais, podemos utilizar métodos laboratoriais (*in vitro*). Entre os métodos empregados podemos citar: a fotoelasticidade⁶, a extensometria⁷ (“Strain Gauge”) e o método dos elementos finitos (MEF)⁵.

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica para obter uma solução para um problema mecânico complexo por meio de um modelo virtual a ser analisado. Este modelo é confeccionado por meio de um processo gráfico consistindo de uma grade de pontos (nós) e elementos (conjunto de nós)⁵. Sobre esse modelo é aplicada uma força virtual que faz um deslocamento dos nós. Assim, se consegue obter resultados numéricos por meio da análise da distribuição de forças⁵ a que cada elemento fica sujeito.

A utilização do MEF na área dos implantes dentais surge com o propósito de prever padrões de distribuição de tensões e deformações na interface osso/implante e nos diferentes tipos de pilares, por comparação de vários desenhos de implantes e componentes, pela modelagem de situações clínicas e desenhos de próteses⁸. A

possibilidade de analisar o comportamento das tensões ao redor dos implantes é de grande importância pois a forma como ocorre a distribuição do estímulo no osso ao redor do implante é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelagem óssea, e garantir o sucesso de sua implantação⁵.

Diante da utilização do MEF na literatura^{5,7,8,9,10,11}, aliada à necessidade do conhecimento biomecânico dos pilares protéticos de corpo único e duas peças para utilização clínica, este trabalho tem como objetivo avaliar a distribuição das tensões pelo MEF, em componentes protéticos retos de corpo único e duas peças em implantes tipo hexágono externo, sob aplicação de força de pré-carga e aplicação de pré-carga simultaneamente a carga oclusal axial e lateral. Este estudo considerou como hipótese nula sendo mais homogênea a distribuição de forças no componente de peça única.

Materiais e Métodos

Um modelo de mandíbula edêntula foi confeccionado a partir da seleção da imagem de um corte transversal de uma tomografia volumétrica computadorizada por feixe cônico (Galileos[®], SIRONA Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) da região de primeiro pré-molar inferior. Os dados da imagem obtida (padrão *DYCON*) do paciente foram processados no *software Dental Slice 2.7.2* (Bioparts[®], Brasília, Brasil). Foram criados pontos referenciados através de eixos cartesianos (x;y) sobre a imagem do corte tomográfico, com a ferramenta *Ruller* do *software Dental Slice* para obtenção de um desenho fiel da mandíbula com relação a forma, espessura e quantidade (de osso cortical e osso medular).

Assim, contornos gráficos foram gerados pela união desses pontos no *software SolidWorks 2007* (SolidWorks Corporation Santa Monica/CA,USA) e que resultaram em um modelo tridimensional de 8 mm de comprimento para cada lado da secção (superior ao mínimo de 4,2 mm recomendado por Teixeira¹¹) e raio de curvatura de 33,5 mm.

Para simulação clínica estudada foram modelados dois implantes do tipo hexágono externo de 3.75 X 13 mm (Titamax Ti - Neodent[®] Curitiba, Brasil), um minipilar cônico reto versão duas peças 4.1 X 2 mm (H.E. - Neodent[®] Curitiba, Brasil) e um minipilar cônico reto versão corpo único 4.1 X 2 mm (Slim Fit - Neodent[®] Curitiba, Brasil). Esses modelos foram montados a partir de arquivos das peças disponibilizados pelo fabricante (Neodent[®] Curitiba, Brasil) em arquivo específico de engenharia. Ainda para a confecção dos modelos virtuais foram utilizados valores das propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos descritos previamente na literatura¹² (Quadros 1 e 2). Todos os materiais utilizados, exceto o tecido ósseo, foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O tecido ósseo foi considerado ortotrópico, heterogêneo (osso cortical e osso medular) e linearmente elástico.

Os modelos 3D, assim como as propriedades da estrutura óssea e dos materiais utilizados foram exportados para o programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA,USA), para a simulação das forças aplicadas e a análise da distribuição das tensões geradas nas estruturas. Duas situações clínicas foram simuladas: modelo I (M I) - implante do tipo hexágono externo contendo minipilar cônico reto de duas peças e modelo II (M II) - implante do tipo hexágono externo com minipilar cônico reto de corpo único. Ambos os modelos gráficos apresentaram o desenho do implante ancorado ao nível ósseo (plataforma do implante) em osso cortical e o restante do implante ancorado em região contendo osso medular. Para o M I, a discretização apresentou 234.688

elementos e 383.547 nós, e para o M II, apresentou 233.754 elementos e 379.949 nós (Figuras 1A e 1B).

O carregamento neste estudo foi aplicado em duas etapas: inicialmente torque de instalação do pilar ($t=1$) e em seguida as cargas oclusais ($t=2$). O valor do torque de instalação utilizado foi o recomendado pelo fabricante: 20 N.cm. O valor de carregamento de oclusão aplicado aos modelos foi de 118.2 N, conforme segue: 114.6 N em direção axial, 17.1 N em direção lingual e 23.4 N em direção disto-mesial em um ângulo de aproximadamente 75° ao plano oclusal¹³. Utilizou-se o conceito de carga remota para aplicação das cargas oclusais. Este carregamento tridimensional atuou no centro da superfície superior do pilar a uma distância de 6.5 mm acima da plataforma protética do implante¹² sendo esta medida correspondente a altura da coroa clínica de um dente da região de pré-molar.

A mandíbula foi considerada como uma estrutura fixa sem liberdade de movimento⁵ e o implante osseointegrado, não ocorrendo movimentação entre ambos quando aplicada uma determinada força gerando restrições de movimento em todos os eixos. As condições de contorno aplicadas consideraram as faces externas do modelo geométrico na direção méso-distal como fixas.

Resultados

Os resultados foram obtidos a partir dos ensaios numéricos e avaliados através dos valores de tensão de von Mises nos dois sistemas.

A distribuição das tensões no tecido ósseo, para M I e M II, em condição de pré-carga foram praticamente nulas. Com a aplicação de carga oclusal a distribuição das tensões foi de 80 MPa para ambos os sistemas.

Os valores das tensões encontrados nos pilares e implantes dos dois modelos para a situação de carregamento foram:

5.1 Modelo I – Pilar duas peças

5.1.1-Durante aplicação da pré-carga na cabeça do parafuso: valores de tensão equivalente de von Mises máximas na ordem de 874 MPa puderam ser observadas (Figura 2).

5.1.2-Efeito da pré-carga/corpo do parafuso e raízes da rosca: o corpo do parafuso apresentou magnitudes de tensão próximas a 100 MPa; os maiores valores de tensão de von Mises foram verificados nas raízes dos dois primeiros filetes da rosca, com intensidades próximas a 280 MPa (Figura 3).

5.1.3-Aplicação da pré-carga/transição corpo-cabeça: na transição do corpo para a cabeça as tensões foram um pouco mais elevadas quando comparadas ao corpo, atingindo valores de até 210 MPa (Figura 4).

No restante do conjunto pilar/implante as tensões máximas obtidas foram localizadas na interface de contato, sendo de 110 MPa para o pilar e 135 MPa para o implante (Figura 5).

5.1.4-Aplicação de cargas oclusais: durante a aplicação das cargas oclusais, pequenas alterações no campo de tensões foram observadas, porém é importante ressaltar que em resposta a aplicação das cargas laterais, observou-se concentrações de tensões mais elevadas em algumas regiões.

O efeito da carga axial foi evidenciado pelo decréscimo das tensões ao longo do corpo do parafuso (80 MPa) e da transição corpo-cabeça (160 MPa), conforme mostram as figuras 6A e 6B.

No parafuso, verificou-se um ligeiro aumento das tensões nas raízes da rosca (315 MPa) durante o carregamento lateral simultaneamente a pré-carga (Figura 7).

As reações às cargas laterais foram observadas também pelas reações no implante e no pilar (região de contato entre as peças), com pequeno aumento das tensões: 125 MPa no pilar e 170 MPa no implante (Figuras 8A, 8B e 8C).

5.2 Modelo II – Pilar corpo único

5.2.1-Aplicação da pré-carga/cabeça do parafuso: as concentrações de tensão presentes na cabeça do parafuso do M I não ocorreram para M II (Figura 9).

5.2.2-Aplicação da pré-carga/corpo do parafuso e raízes da rosca: semelhante ao que aconteceu no M I, foram verificadas no corpo do parafuso tensões próximas a 105 MPa, e valores de tensão equivalente de von Mises médios ao longo das raízes dos dois primeiros filetes da rosca de 220 MPa (Figura 10).

5.2.3-Aplicação da pré-carga/transição corpo-cabeça: na transição do corpo para a cabeça do pilar foram observadas tensões de até 150 MPa, conforme mostra a figura 11.

No implante as tensões máximas obtidas foram de até 150 MPa, com distribuição bastante similar ao M I (Figura 12).

5.2.4-Aplicação de cargas oclusais: também para M II, a aplicação das cargas oclusais gerou pequenas alterações no campo de tensões e as principais modificações foram observadas na aplicação das cargas laterais. Como no M I, o efeito da carga axial foi evidenciado pelo decréscimo das tensões ao longo do corpo do parafuso do pilar (70 MPa) e da transição corpo-cabeça (125 MPa), conforme mostram as figuras 13A e 13B.

No parafuso do pilar, verificou-se um ligeiro aumento das tensões nas raízes da rosca (média de 230 MPa) em resposta ao carregamento lateral (Figura 14).

A reação à carga lateral foi observada também pelas tensões no implante na região de contato entre as peças, com pequeno aumento das tensões médias de valores próximos à 170 MPa (Figuras 15A e 15B).

Com base nos resultados encontrados para os valores de tensão máxima e tendo o conhecimento dos valores de tensão de escoamento dos componentes envolvidos, pôde-se relacioná-los a fim de obtermos parâmetros sobre a resistência dos componentes conforme o quadro 3.

Discussão

Este trabalho teve como objetivo avaliar a distribuição de tensões em pilares protéticos do tipo minipilar cônico reto de duas peças (M I) e corpo único (M II) no sistema osso/implante/pilar, em duas situações distintas; a presença da pré-carga isolada e a pré-carga adicionada ao carregamento oclusal axial e lateral.

Considerando o tecido ósseo, na condição de pré-carga não foram observadas tensões no mesmo, revelando que o torque de 20 N.cm de instalação gera uma carga que não afeta esse tecido. Em condição de carga oclusal, pequenas alterações, na ordem de 80 MPa foram observadas na região cervical do osso cortical, concordando com vários autores^{14,15,16,17,18}.

Para o M I (duas peças) apenas aplicada a pré-carga foi observado a tensão de 874 MPa na região da cabeça do parafuso (Figura 2), também observado por Alkan; Sertgöz e Ekici¹⁹, em 2004, porém estes consideraram apenas a aplicação de carga lateral. Estas

elevadas tensões são consequência da simplificação do modelo que possui as faces da cabeça do parafuso perfeitamente perpendiculares. Importante observar que no processo de fabricação por usinagem do parafuso sempre existe um raio de concordância entre estas faces, a fim de evitar esta concentração de tensões, sendo assim, o parafuso não apresenta ângulos vivos e salientes²⁰. Devemos observar que na pré-carga aplicada, os maiores valores de tensão de von Mises foram verificados no parafuso, no fundo dos dois primeiros filetes da rosca com intensidades próximas a 280 MPa (Figura 3). Comprova-se, assim, que são os primeiros filetes da união roscada que suportam a maior parte dos esforços além de ser a região ideal para se avaliar a pré-carga, pois apresenta maior tensão nesta área^{20, 21}. O corpo do parafuso apresentou magnitudes de tensão próximas a 100 MPa, porém, na transição do corpo para a cabeça as tensões foram mais elevadas (210 MPa) (Figura 4), este comportamento também foi observado por Sendyk *et al.*²², 2002; e ocorreu devido à diminuição do diâmetro do parafuso nesta área, concentrando as tensões em uma área menor. Além disso, podemos mencionar que há uma relação do aperto do parafuso e a quantidade de pré-carga gerada, pois a cada 1.0 μm de alongamento do parafuso durante a aplicação da força de instalação do pilar pode gerar um aumento de 47.9 N da pré-carga no sistema²³.

Com o carregamento oclusal no M I, pôde-se observar pequenas diferenças no comportamento. Inicialmente em carga lateral somando a pré-carga, ocorreu aumento das tensões no fundo da rosca do parafuso (315 MPa) (Figura 7), isto também foi observado anteriormente sem aplicação de carga oclusal (280 MPa), porém em menor magnitude. Em carga axial somada à pré-carga houve a diminuição das tensões ao longo do corpo do parafuso, de 100 MPa para 80 MPa, e da transição até a cabeça de 210 MPa para 160 MPa (Figuras 6A e 6B). Isto ocorreu devido ao fato de que a atuação direta da pré-carga gera

uma determinada tensão no parafuso, a qual é aliviada devido ao emprego da força axial no sentido contrário à tensão existente.

Com relação ao complexo implante/pilar foi observado que quando aplicada carga lateral houve um pequeno aumento das tensões na região de contato entre as partes quando comparada somente à pré-carga²⁴, sendo respectivamente 135 MPa para 170 MPa no implante e 110 MPa para 125 MPa no pilar (Figuras 8A e 8B) também observado por Canay¹⁰, 1996; O'Mahony²⁵, 2002. Além disso, o pilar de duas peças tem a tendência de receber maior tensão mecânica sob cargas oblíquas²⁶, assim como o implante^{17,27} (figura 8C).

Em relação ao M II (pilar de corpo único) considerando somente a pré-carga foi observado que este não apresentou tensões na região da cabeça do parafuso (Figura 9), observado no M I. Uma explicação para isto está na geometria do pilar apresentar um desenho mais suave, não apresentando tantos ângulos vivos na peça, auxiliando na distribuição das cargas. Entretanto as demais tensões observadas no parafuso ficaram próximas as do pilar convencional, porém em menor magnitude, sendo de 280 MPa para 220 MPa (Figuras 10 e 11). Isto é uma característica de um sistema de corpo único, o qual minimiza a concentração de força sobre o parafuso do pilar e distribui a mesma para todo o conjunto^{28,29}. As tensões na região do corpo do parafuso (105 MPa) foram semelhantes ao M I (100 MPa), porém na transição cabeça/corpo houve pequena diminuição de 210 MPa para 150 MPa (Figura 11). Em relação ao implante pôde-se observar que a distribuição foi semelhante ao M I, porém em maior valor; na ordem de 150 MPa (Figura 12).

Com o carregamento oclusal somado à pré-carga existente, a distribuição das tensões foi praticamente semelhante ao M I, considerando pequenas variações do comportamento. Realizando carregamento lateral, a tensão na raiz das roscas foi na ordem

de 230 MPa , menor do que o M I, que foi na ordem de 315 MPa. Quando aplicada carga axial houve diminuição da tensão no fundo da rosca do parafuso (Figura 14). Acreditamos que isto ocorreu devido à maior distribuição da tensão sobre o pilar, aliviando a região do parafuso. Em relação a área de transição do pilar/ implante, a tensão foi exatamente igual nas mesmas condições do M I, sendo 125 MPa e 170 MPa respectivamente, sugerindo que, independente do tipo de pilar, a tensão para o implante será a mesma (Figuras 15A e 15B).

Frente aos resultados, pode-se afirmar que as cargas oclusais têm pouca influência sobre o perfil de tensões inicial onde está aplicada somente a carga de montagem (pré-carga). Um aumento de tensão foi verificado nos componentes como reação às cargas laterais, mas as magnitudes são muito pequenas. Assim, quanto à integridade estrutural dos componentes, em ambos os casos, todos apresentaram níveis de tensão bem inferiores aos limites de escoamento de seus materiais dentro das cargas aplicadas neste estudo (Quadro 3).

Durante os carregamentos aplicados, pode-se observar que não ocorre plastificação em nenhuma das peças analisadas, o que garante a manutenção da configuração geométrica dos conjuntos montados mesmo após a ação das cargas mastigatórias.

Conclusões

Considerando os resultados obtidos neste trabalho, podemos concluir que:

1. A distribuição das tensões no conjunto tecido ósseo/implante/pilar não afetaram o comprometimento biomecânico dos modelos, independente da presença de carga oclusal ou somente a pré-carga.

2. A região de maior concentração de tensões no minipilar cônico reto de duas peças (M I) foi o parafuso, principalmente no fundo das duas primeiras roscas em condição de carga.
3. O minipilar cônico reto de corpo único (M II) apresentou um padrão mais homogêneo de distribuição de tensões (confirmando a hipótese nula).
4. Não ocorre plastificação em nenhuma das peças analisadas com os carregamentos utilizados no trabalho.

Referências

- 1 – Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
- 2 – Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, et al: A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int Dent J* 1996;11(3):372-378.
- 3 – Buser D, Belser UC, Lang N: The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology* 2000 1998;17:106-118.
- 4 – Brägger U, Hugel-Pisoni C, Burgin W, Buser D, et al: Correlations between radiographic, clinical and mobility parameters after loading of oral implants with fixed partial dentures: a 2-year longitudinal study. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:230-239.
- 5 – 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):585–598.
- 6 – Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, et al: Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:249-257.

- 7 – Iplikçioğlu H, Akça K, Çehrelî MC, et al: Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):258-265.
- 8 – Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, et al: Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(6):781–790.
- 9 – Papavisioliu G, Kamposiora P, Bayne SC, et al: Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthe Dent* 1996;76:633-640.
- 10 – Canay S, Hersek N, Akpınar I, et al: Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27(9):591-598.
- 11 – Teixeira ER , Sato Y, Akagawa Y, et al: Comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab* 1998;25:299-303.
- 12 – Lustosa JM, Murakami RH: Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante[monografia]. Curitiba:Universidade Tecnológica Federal do Paraná;2006.
- 13 – Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:387-396.
- 14 – Kong L, Hu K, Li D, et al: Evaluation of the cylinder implant thread height and width: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:65–74.
- 15 – Kao HC, Gung YW, Chung TF, et al: 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(4):623-630.
- 16 – Maeda Y, Miura J, Taki I, et al: Biomechanical analysis on platform

switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res* 2007;18: 581–584.

17 – Chun HJ, Shin HS, Han CH, et al: Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):195-202.

18 – Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, et al: Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91(1):20-25.

19 – Alkan I, Sertgöz A, Ekici B: Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-325.

20 – Segundo R, Oshima H, Silva I, et al: Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. *Acta Odontol Latinoam* 2007;20(2):15-17.

21 – Wang K, Li DH, Guo JF, et al: Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil* 2009;36:284–291.

22 – Sendyk CL, Sendyk WR, Gromatzky A: Análise em elemento finito-não linear-da influência do tipo ósseo na estabilidade de implante osseointegrado. *Rev Odontol Univ Santo Amaro* 2002;7:85-89.

23 – Wang RF, Kang B, Lang LA, et al: The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:359-371.

24 – Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF: Finite element analysis of two antirotacional designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;14:77-81.

25 – O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, et al: Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analysis of axial and off-axial loading. *Implant Dentistry* 2002;9(3):207–216.

- 26 – Çehreli MC, Akça K, Iplikçioglu H: Force transmission of one and two piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:481-489.
- 27 – Wang CH, Lee HE, Wu JH, et al: Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 2008;24:138-143.
- 28 – Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, et al: A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34(1):1-6.
- 29 – Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio Jr E, et al: Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis *Clin Implant Dent Relat Res* 2009:1-16.

Lista de quadros

Quadro 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e osso medular

		Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade Longitudinal (MPa)	E_x	12600	1148
	E_y	12600	210
	E_z	19400	1148
Módulo de Elasticidade Transversal (MPa)	G_{xy}	4850	68
	G_{yz}	5700	68
	G_{xz}	5700	434
Coefficiente de Poisson	ν_{yx}	0,3	0,01
	ν_{zy}	0,39	0,055
	ν_{xz}	0,39	0,322
	ν_{xy}	0,3	0,055
	ν_{yz}	0,253	0,01
	ν_{zx}	0,253	0,322

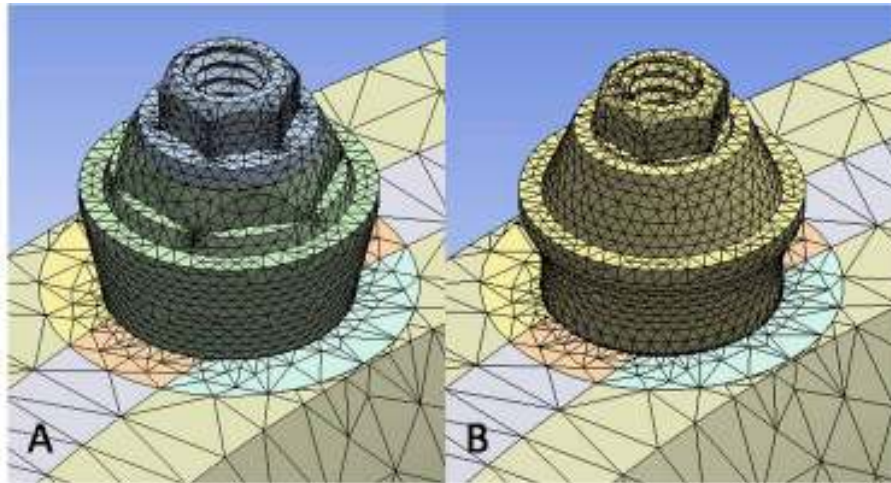
Quadro 2 – Propriedades mecânicas do implante e do componente

	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Tensão de Escoamento	Tensão de Ruptura
Ti-GR4	105 GPa	0,37	626,0 MPa	737,0 MPa
Ti-6Al-4V	110 GPa	0,342	880,0 MPa	950,0MPa

Quadro 3 - Valores de tensão máximos, tensão de escoamento e relação em porcentagem entre ambos dos componentes avaliados

Sistema	Componente	Tensão máxima obtida (MPa)	Tensão de escoamento (MPa)	Relação tensão máxima / tensão de escoamento (%)
I	Pilar convencional	123	880	13,98
I	Parafuso	370	880	42,05
I	Implante	230	626	36,74
II	Pilar maciço	416	880	47,27
II	Implante	247	626	39,46

Lista de figuras



Figuras: 1A) Malha gerada para o modelo I e 1B) malha gerada para o modelo II

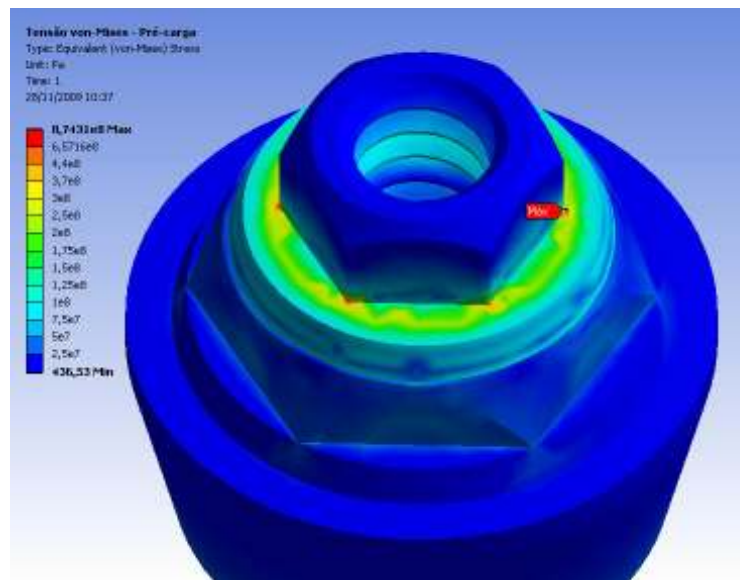


Figura 2 – Pré-carga: tensão de von Mises máxima na cabeça do parafuso-874 MPa

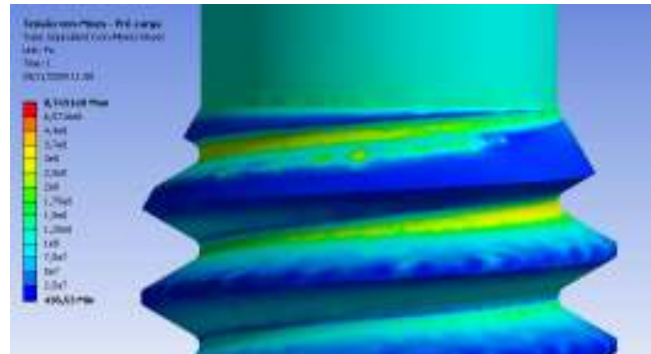


Figura 3 – Pré-carga: tensões de von Mises no corpo e raízes das roscas do parafuso

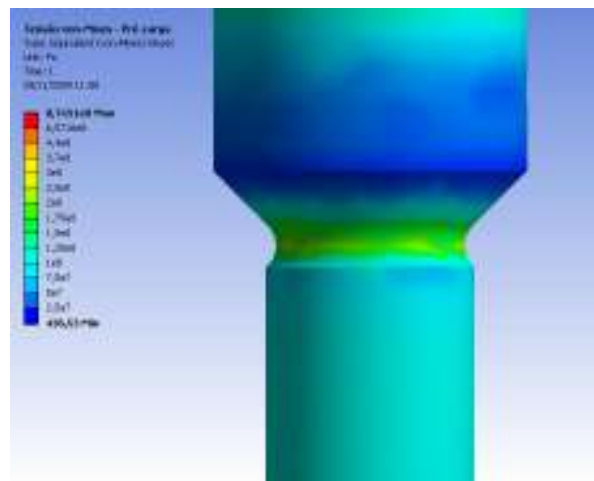


Figura 4 – Pré-carga: tensões de von Mises no corpo e transição corpo-cabeça do parafuso

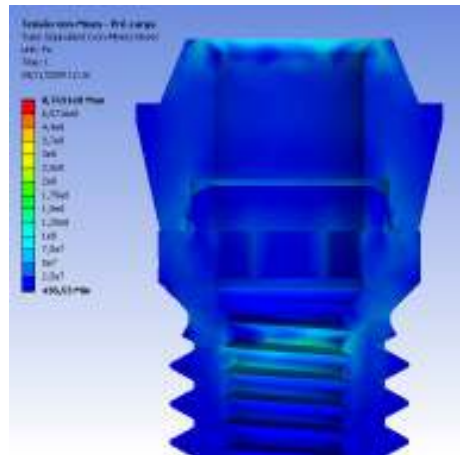
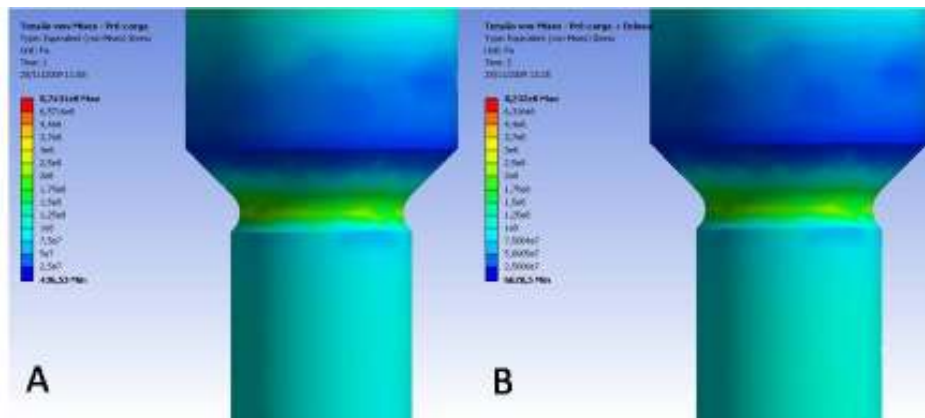


Figura 5 – Pré-carga: tensões de von Mises no pilar e no implante



Figuras: 6A e 6B – Comparação das tensões de von Mises no parafuso nas duas condições de carregamento: A) pré-carga e B) pré-carga com carga oclusal axial

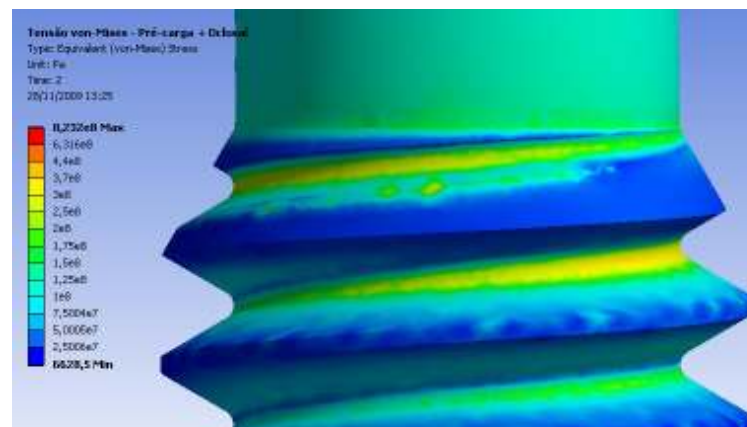
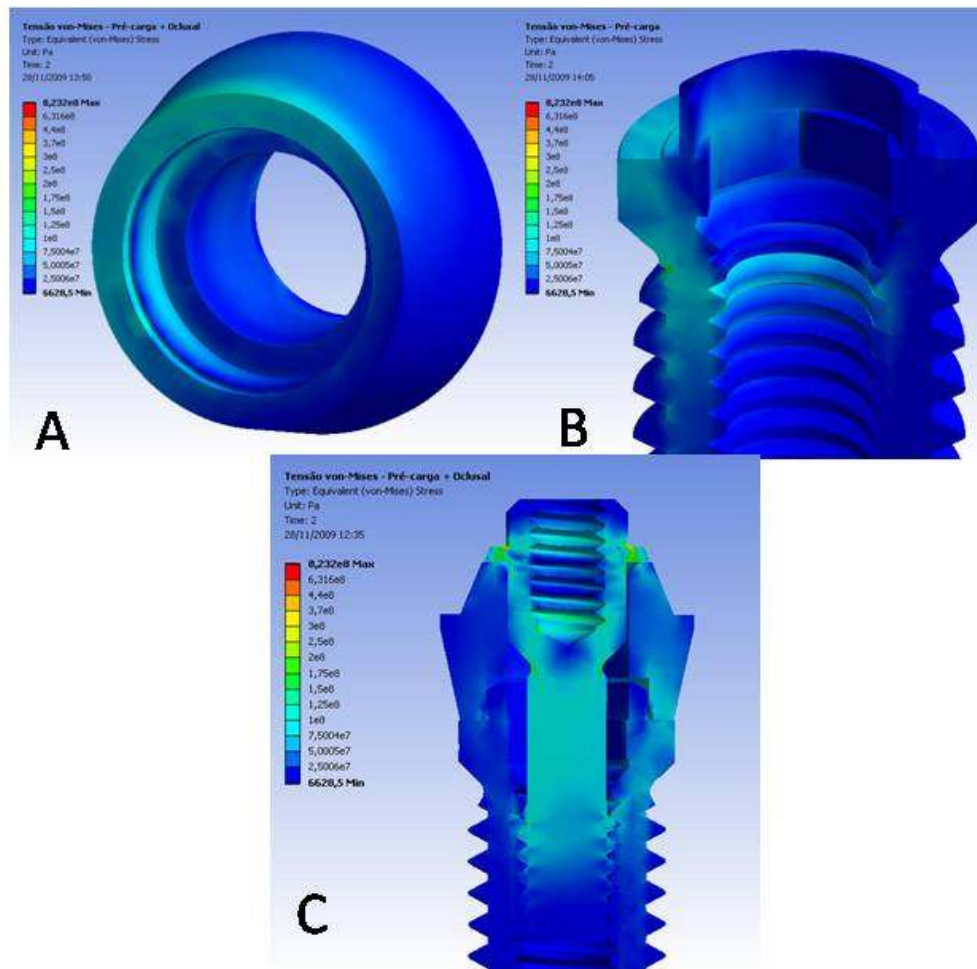


Figura 7 – Tensões de von Mises nos primeiros filetes da rosca do parafuso, em condição de pré-carga e carregamento oclusal lateral



Figuras: 8A, 8B e 8C – Campo de tensões de von Mises na condição de pré-carga associada ao carregamento oclusal lateral: A) no pilar, B) no implante e C) no conjunto

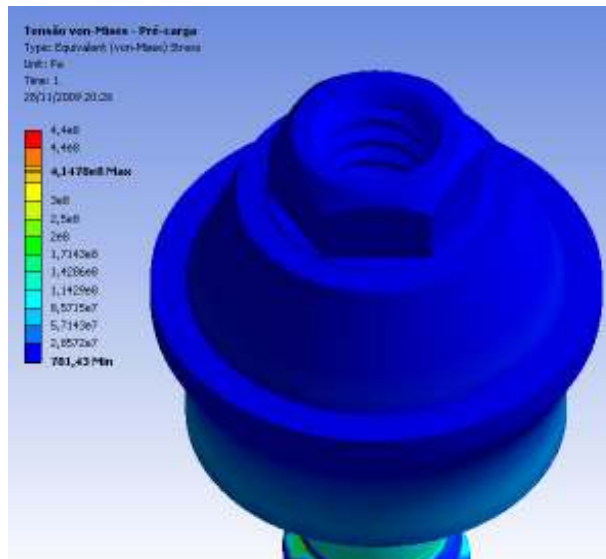


Figura 9 – Pré-carga: tensões de von Mises praticamente nulas na cabeça do parafuso

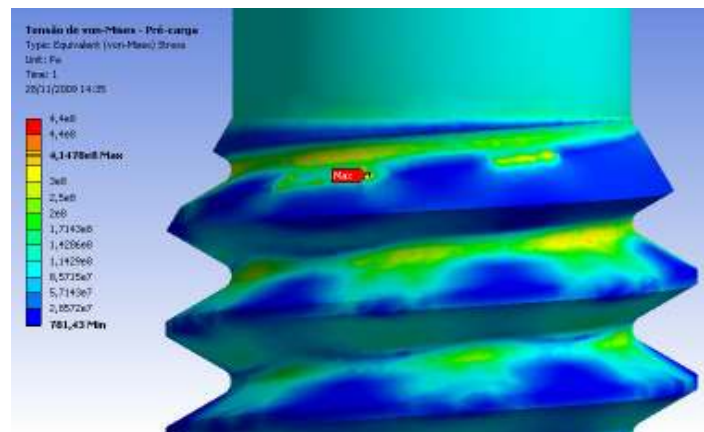


Figura 10 – Pré-carga: tensão de von Mises no corpo e na rosca do parafuso

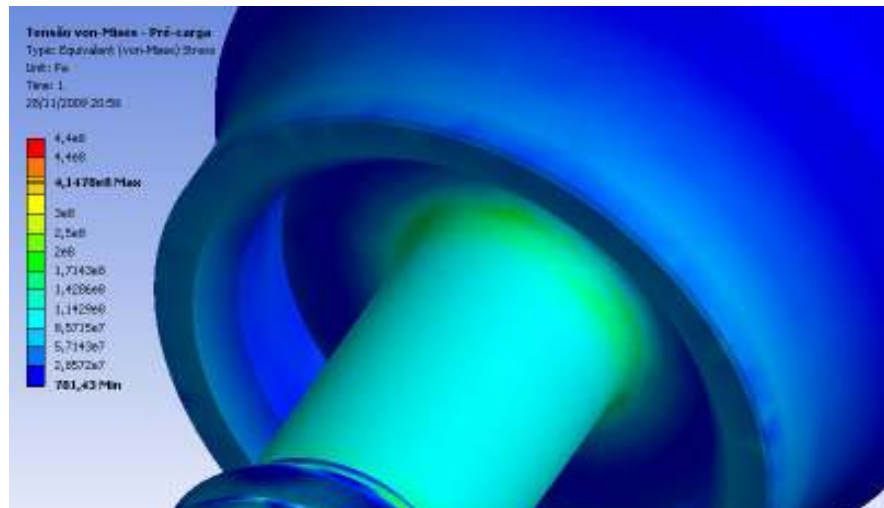


Figura 11 – Pré-carga: tensões de von Mises no corpo e transição corpo-cabeça do parafuso

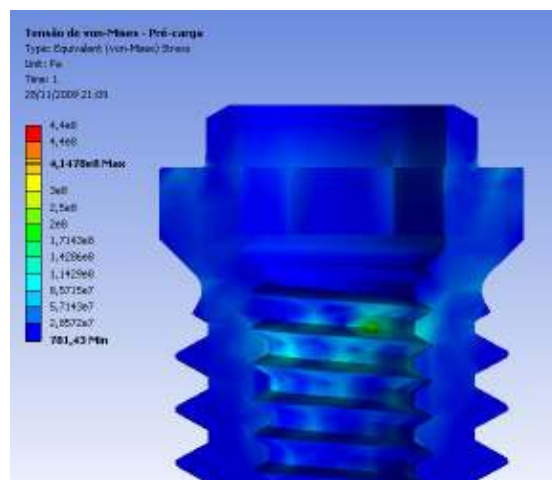
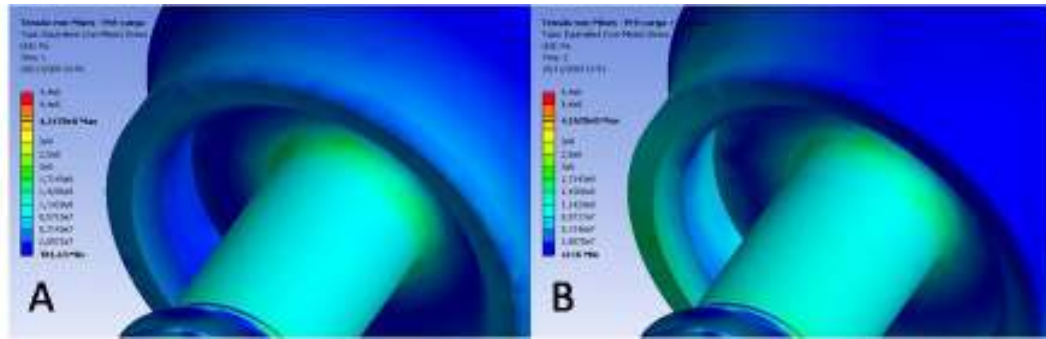


Figura 12 – Pré-carga: tensões de von Mises no implante



Figuras: 13A e 13B – Comparação das tensões de von Mises no pilar do M II: A) na pré-carga e B) pré-carga com carregamento oclusal axial

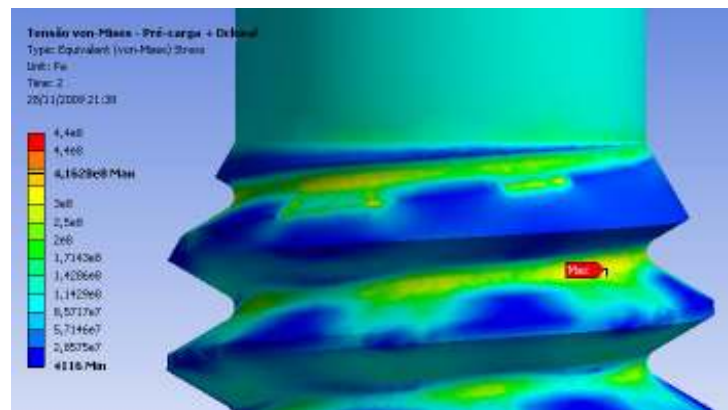
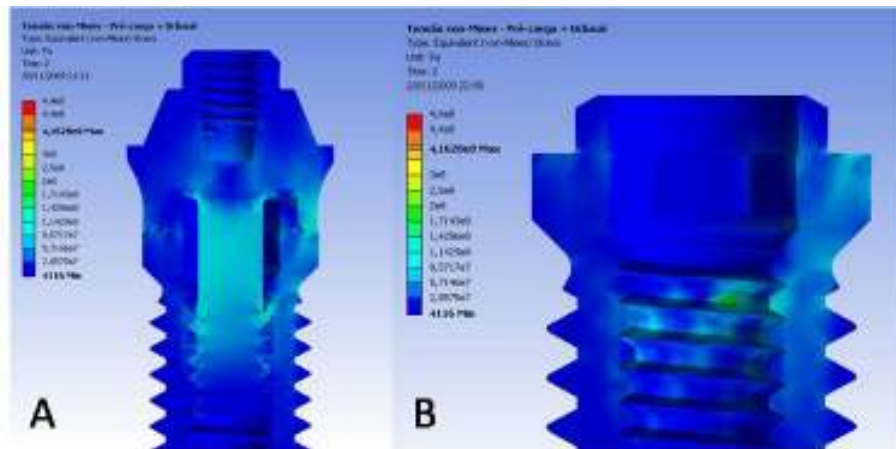


Figura 14 – Tensões de von Mises nos primeiros filetes da rosca do pilar na condição de carregamento lateral



Figuras 15A e 15B – Campo das tensões de von Mises: A) no conjunto e B) no implante. Ambos na condição de pré-carga associada com carregamento oclusal

5 2 Artigo Científico 2

Artigo preparado segundo as normas da revista de Odontologia da UNESP.

Avaliação da distribuição das tensões em parafuso protético do minipilar cônico em implantes de hexágono externo

Evaluation of stress distribution in external hexagon platform conical abutments by a 3D finite element analysis

Wagner MOREIRA^a, Caio HERMANN^b, Jucélio TOMÁS PEREIRA^c, Fernanda FAOT^d
, Ivete Aparecida de Mattias SARTORI^e

^aAluno do curso de Mestrado do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

^bProfessor Doutor Associado do Departamento de Prótese do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

^cProfessor Doutor do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, Curitiba - Pr, Brasil.

^dProfessora Doutora Associada do Departamento de Prótese do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

^eProfessora Doutora Associada do Departamento de Prótese do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba - Pr, Brasil.

Trabalho baseado em dissertação de Mestrado apresentada no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba, Brasil.

Endereço para correspondência:

Wagner da Silva Moreira

Rua: Francisco H. dos Santos, 815 – Jd. Américas 81530-000 – Curitiba – Pr/Brasil

wagnermoreira@hotmail.com

Resumo

A longevidade dos implantes depende, entre outros fatores, da distribuição das forças no complexo pilar/implante/tecido ósseo. Este estudo teve como objetivo avaliar por meio do Método dos Elementos Finitos, a distribuição das tensões em parafuso protético do minipilar cônico em implantes de hexágono externo. Foi construído um modelo virtual a partir de uma secção do corte de uma tomografia real da região de primeiro pré-molar inferior contendo tecido ósseo cortical e medular; implante tipo hexágono externo de 3.75 X 13 mm e minipilar cônico reto de 4.1 X 2 mm de duas peças. O modelo geométrico foi criado utilizando o programa *SolidWorks*. O estudo avaliou a distribuição das tensões de von Mises simulando três situações: carregamento de pré-carga; pré-carga com carregamento axial e pré-carga com carregamento lateral. Considerando a simulação da pré-carga, os maiores valores de tensão foram verificados na raiz dos dois primeiros filetes da rosca do parafuso, com intensidade próxima a 280 MPa. Com aplicação de cargas oclusais, modificações foram observadas somente sob carregamento lateral, e a tensão de 315 MPa sendo na raiz das duas primeiras roscas também. Verificou-se que, com ou sem

aplicação de carga oclusal, os níveis de tensão foram bem inferiores aos limites de escoamento de seus materiais mantendo a integridade do parafuso.

Palavras-chave: Análise de Elementos Finitos; Implante Dental; Pilar Protético

Abstract

The longevity of the implants depends, among other factors, on the distribution of the forces in the abutment/implant/bone system. This study had as objective to evaluate by Finite Element Analysis, the stress distribution in the conical abutment screw of an external hexagon implant. It was built a virtual model from a real tomography section containing cortical and cancellous bone; external hexagon implant of 3.75 X 13 mm and conical abutment of 4.1 X 2 mm. The geometric model was created and using a *SolidWorks* computer program. The study evaluated the distribution of von Mises stress simulating three conditions: pre-load shipment; pre-load with axial shipment and pre-load with lateral shipment. Considering the simulation of the pre-load, the largest tension values were verified in the root of the first two threads of the screw, with close intensity to 280 MPa. With application of occlusal loads, modifications were only observed under lateral shipment, stress of 315 MPa in the root of the first two threads either. It was verified that, with or without application of occlusal load, the tension levels were very inferior to the limits of drainage of their materials maintaining the integrity of the screw.

Key words: Finite Element Analysis, Dental Implant, Abutment

INTRODUÇÃO

Inicialmente o objetivo da implantodontia era uma reposição dentária por meio de instalação de fixações em titânio, suportando trabalhos protéticos em arcos totais¹, porém devido aos altos índices de sucesso, esta modalidade de tratamento se expandiu também aos casos de edentulismos parciais³. Considerando uma perspectiva biomecânica, o tipo de encaixe pode influenciar diretamente a longevidade dos componentes protéticos que envolvem uma reabilitação, podendo promover o sucesso ou falha do conjunto, decorrente do afrouxamento e/ou fratura de parafusos do pilar por fatores como o modo de transferência da carga oclusal para o conjunto pilar/implante⁶. Frente a isto, torna-se necessário o conhecimento do comportamento biomecânico dos parafusos e implantes, pois a forma como ocorre a distribuição do estímulo no osso ao redor do implante é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelagem óssea, e garantir o sucesso de sua implantação⁶.

Entre os métodos empregados para avaliação podemos citar o método dos elementos finitos (MEF), o qual promove a resolução para um determinado problema mecânico por meio de um modelo virtual. A utilização do método dos elementos finitos (MEF) na área dos implantes dentais surge com o propósito de prever padrões de distribuição de tensões (*stress*) e deformações (*strain*) na interface osso/implante e nos diferentes tipos de pilares, procurando prever situações clínicas adversas como diferentes condições de carga e direção destas sobre os implantes^{13, 17}.

Sendo o MEF amplamente utilizado na literatura^{4,6,13,16}, aliada à necessidade do conhecimento biomecânico do comportamento dos parafusos dos pilares protéticos, este trabalho tem como objetivo avaliar a distribuição das tensões em parafuso protético do minipilar cônico pelo MEF, em implantes tipo hexágono externo.

MATERIAL E MÉTODO

Para realização deste estudo foi utilizado um microcomputador (Intel Core 2 Duo P8600-2.4GHz/2 GB memória RAM) contendo programas específicos mencionados a seguir.

A partir de um corte transversal da região de primeiro pré-molar inferior de uma tomografia volumétrica computadorizada por feixe cônico (Galileos[®], SIRONA Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) foi obtida uma imagem (padrão *DYCOM*) da região. Esta imagem foi importada ao programa *Dental Slice 2.7.2* (Bioparts[®], Brasília, Brasil) no qual foram criados pontos referenciados através de eixos cartesianos (x;y) sobre a imagem do corte tomográfico, obtendo um desenho fiel ao corte tomográfico inicial da mandíbula, mantendo a mesma forma, espessura e quantidade óssea (cortical e medular). Os pontos referenciados foram importados ao programa gráfico *SolidWorks 2007* (SolidWorks Corporation Santa Monica/CA, USA) resultando em modelo tridimensional de 8 mm de comprimento para cada lado da secção (superior ao mínimo de 4,2 mm¹⁷) e raio de curvatura de 33,5 mm.

Para simulação clínica foi modelado um implante do tipo hexágono externo de 3.75 X 13 mm (Titamax Ti - Neodent[®] Curitiba, Brasil), um pilar protético reto (minipilar cônico - Neodent[®], Curitiba, Brasil) com 2 mm de altura transmucosa. Os modelos foram confeccionados a partir de arquivos disponibilizados pelo fabricante (Neodent[®], Curitiba, Brasil). Ainda para a confecção dos modelos virtuais foram utilizados valores das propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos descritos previamente na literatura¹⁰ (quadros 1 e 2). Todos os materiais utilizados, exceto o tecido ósseo, foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O tecido ósseo foi considerado ortotrópico, heterogêneo (osso cortical e osso medular) e linearmente elástico.

Os modelos 3D, assim como as propriedades da estrutura óssea e dos materiais utilizados foram exportados para o programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA,USA), o qual realizou a simulação das forças aplicadas e análise da distribuição das tensões geradas nas estruturas. O modelo gráfico apresentou o desenho do implante ancorado ao nível ósseo em osso cortical e o restante do implante ancorado em região contendo osso medular. O modelo confeccionado apresentou 234.688 elementos (Figura 2).

O carregamento neste estudo foi aplicado em duas etapas: inicialmente torque de instalação do pilar ($t=1$) e em seguida as cargas oclusais ($t=2$). O valor do torque de instalação utilizado foi o recomendado pelo fabricante: 20 N.cm. O valor de carregamento de oclusão aplicado aos modelos foi de 118.2 N, conforme segue: 114.6 N em direção axial, 17.1 N em direção vestibulo-lingual e 23.4 N em direção disto-mesial em um ângulo de aproximadamente 75° graus ao plano oclusal⁴. Utilizou-se o conceito de carga remota para aplicação das cargas oclusais. Este carregamento tridimensional atuou no centro da superfície superior do pilar a uma distância de 6.5 mm acima da plataforma protética do implante sendo esta altura correspondente a da coroa clínica de um dente localizado na região de pré-molar.

A mandíbula foi considerada como uma estrutura fixa sem liberdade de movimento⁶ e o implante completamente aderido ao tecido ósseo, não ocorrendo movimentação entre ambos quando aplicada uma determinada força gerando restrições de movimento em todos os eixos. As condições de contorno aplicadas consideraram as faces externas do modelo geométrico na direção méso-distal como fixas.

RESULTADO

Os resultados foram obtidos a partir dos ensaios numéricos e avaliados através dos valores de tensão de von Mises.

A distribuição das tensões no tecido ósseo em condição de pré-carga foi nula, porém com aplicação de carga oclusal a distribuição das tensões foi de 80 MPa. **Aplicação da pré-carga:** Nesta condição a cabeça do parafuso apresentou valores de tensão equivalente de von Mises máximas na ordem de 874 MPa (Figura 3).

Porém na região do corpo do parafuso e raiz das roscas foi observado respectivamente tensão próximas a 100 MPa (corpo) e 280 MPa (raiz) (Figura 4).

Na transição do corpo para a cabeça as tensões foram um pouco mais elevadas quando comparadas ao corpo, atingindo valores de até 210 MPa (Figura 5).

Aplicação de carga oclusal: Durante a aplicação das cargas oclusais pequenas alterações no campo de tensões foram observadas, porém é importante ressaltar que em resposta a aplicação das cargas laterais, observou-se concentrações de tensões mais elevadas em algumas regiões. O efeito da carga axial foi evidenciado pelo decréscimo das tensões ao longo do corpo do parafuso (80 MPa) e da transição corpo-cabeça (160 MPa), conforme mostram as figuras 6A e 6B.

No parafuso, verificou-se um ligeiro aumento das tensões nas raízes da rosca (315 MPa) durante o carregamento lateral simultaneamente a pré-carga (Figura 7).

Com a aplicação da carga também foi obtido dados como a tensão máxima; tensão de escoamento e relação da tensão máxima e tensão de escoamento (quadro 3).

DISCUSSÃO

Com a aplicação somente da pré-carga foi observado a tensão de 874 MPa na região da cabeça do parafuso² (Figura 3), estas elevadas tensões ocorreram devido a necessidade de simplificação do modelo, pois o parafuso apresenta faces perfeitamente perpendiculares no modelo. Porém no processo de fabricação do parafuso por usinagem existe um raio de concordância entre estas faces, a fim de evitar esta concentração de tensões, sendo assim, o parafuso não apresenta ângulos vivos e salientes¹⁴. Os maiores valores de tensão de von Mises foram verificados no fundo dos dois primeiros filetes da rosca, com intensidades próximas a 280 MPa (Figura 4), comprovando que os primeiros filetes da união roscada que suportam a maior parte dos esforços. Deve-se considerar também que esta é região ideal para se avaliar a pré-carga, pois apresenta maior tensão nesta área¹⁴. O corpo do parafuso apresentou magnitudes de tensão próximas a 100 MPa, porém, na transição do corpo para a cabeça as tensões foram um pouco mais elevadas (210 MPa) (Figura 5), este comportamento também foi observado por Sendyk¹⁵. Isto provavelmente ocorreu devido à diminuição do diâmetro do parafuso nesta área, concentrando as tensões em uma área menor. Além disso, podemos mencionar que existe uma relação do aperto do parafuso e da quantidade de pré-carga gerada, pois a cada 1.0 μ m de alongamento do parafuso durante a aplicação da força de instalação do pilar é gerado um aumento de 47.9 N da pré-carga no sistema¹⁸.

Com o carregamento oclusal, pode-se observar pequenas diferenças no comportamento (Figuras 6 e 7). Inicialmente em carga lateral somando a pré-carga ocorreu o aumento das tensões no fundo da rosca do parafuso (315 MPa), mostrando que esta é a

parte mais susceptível a fracasso, fato também observado anteriormente sem aplicação de carga oclusal (280 MPa), porém em menor magnitude. Em carga axial somada à pré-carga houve a diminuição das tensões ao longo do corpo do parafuso (100 para 80 MPa) e também na transição até a cabeça (210 MPa para 160 MPa) (Figura 6). Isto ocorreu devido ao fato de que a atuação direta da pré-carga gera uma determinada tensão no parafuso a qual é aliviada decorrente do emprego da força axial no sentido contrário à tensão existente. Com aplicação da carga lateral também foi observado o acúmulo de tensão no fundo das primeiras roscas, porém de maior magnitude (Figura 7).

Durante o carregamento aplicado pode-se observar que considerando a tensão de escoamento do componente (quadro 3) não ocorreu deformação plástica do parafuso, o que garante a manutenção da configuração geométrica do conjunto montado mesmo após a ação das cargas mastigatórias.

CONCLUSÃO

Considerando os resultados obtidos neste trabalho, podemos concluir que:

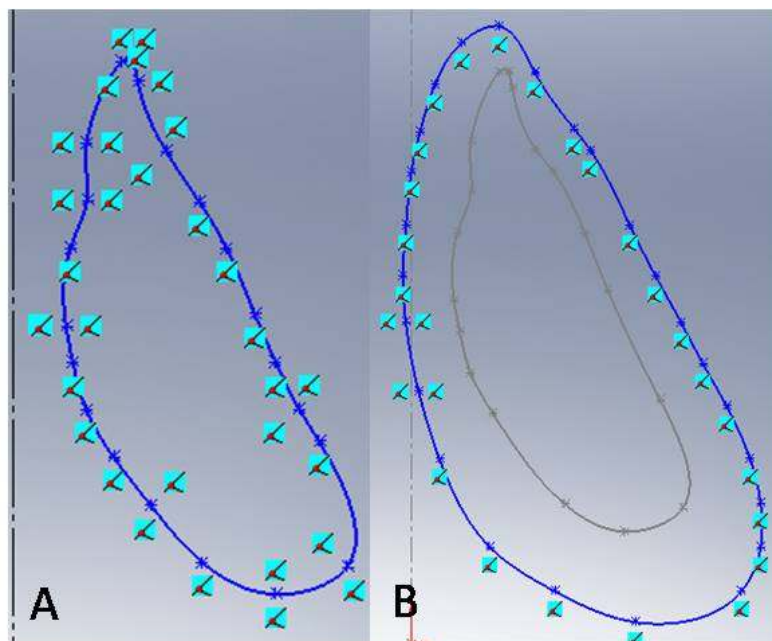
- A região de maior concentração de tensão em condições de pré-carga, isoladamente ou com adição de carregamento oclusal, foi na região das duas primeiras roscas do parafuso, sendo esta área mais susceptível a falha.
- Independente do tipo de carga aplicada, o parafuso suporta as tensões, não ocorrendo deformação plástica do mesmo.

REFERÊNCIAS

1. 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;10:387-416.
2. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91:319-25.
3. Balshi TJ, Hernandez RE, Prysizlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int Dent J.* 1996;11(3):372-8.
4. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27(9):591-8.
5. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):195-202.
6. 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.
7. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
8. 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(4):623-30.

9. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z *et al.* Evaluation of the cylinder implant thread height and width: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:65–74.
10. Lustosa JM, Murakami RH. Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante[monografia]. Curitiba:Universidade Tecnológica Federal do Paraná;2006.
11. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platformswitching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res.* 2007;18: 581–4.
12. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:387-96.
13. Papavisiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthe Dent.* 1996;76:633-40.
14. Segundo R, Oshima H, Silva I, Júnior L, Mota E, Coelho L. Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. *Acta Odontol Latinoam.* 2007;20(2):15-7.
15. Sendyk CL, Sendyk WR, Gromatzky A. Análise em elemento finito-não linear-da influência do tipo ósseo na estabilidade de implante osseointegrado. *Rev Odontol Univ Santo Amaro.* 2002;7:85-9.

16. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(6):781–90.
17. Teixeira ER , Sato Y, Akagawa Y, Shindoi NA. Comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab*. 1998;25:299-303.
18. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent*. 2009;101:359-71.

Lista de figuras

FIGURAS: 1A) Contorno gráfico do osso medular e 1B) Contorno gráfico do osso cortical, ambos obtidos no software *SolidWorks 2007*

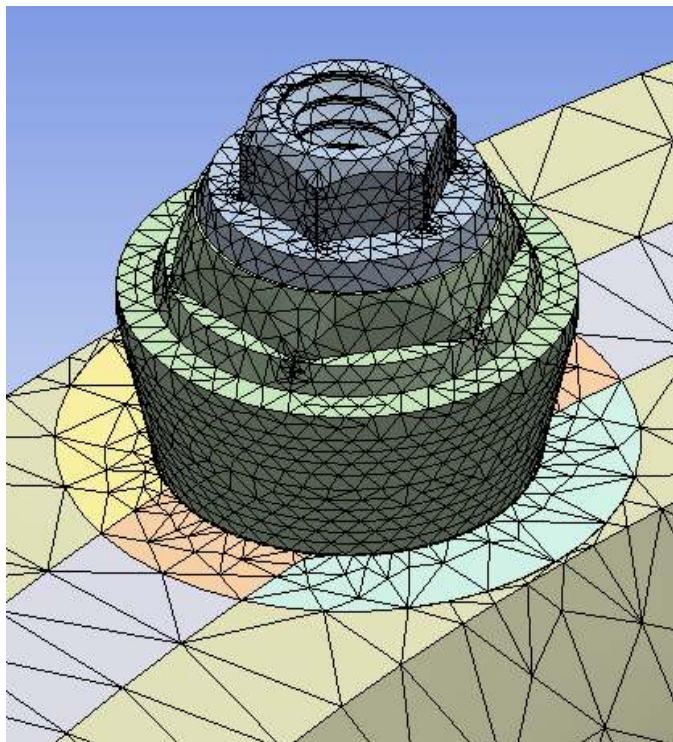


FIGURA 2: Modelo obtido em malha

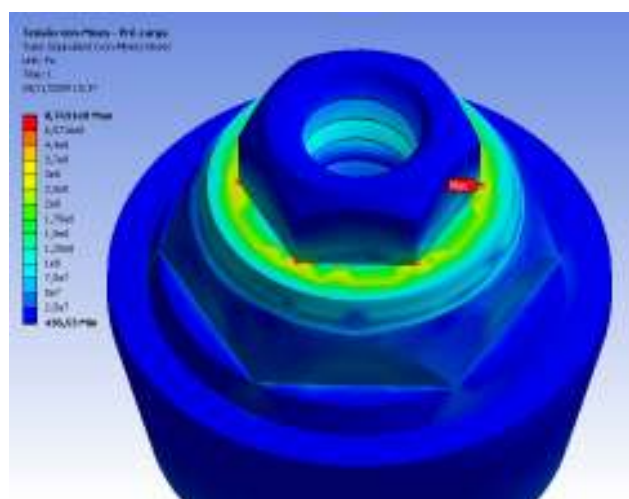


FIGURA 3 – Pré-carga: tensão de von Mises máxima na cabeça do parafuso-874 MPa

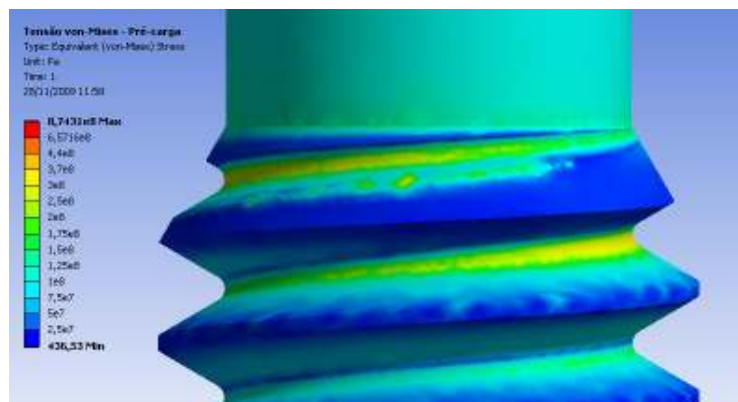


FIGURA 4 – Pré-carga: tensões de von Mises no corpo e fundo das roscas do parafuso

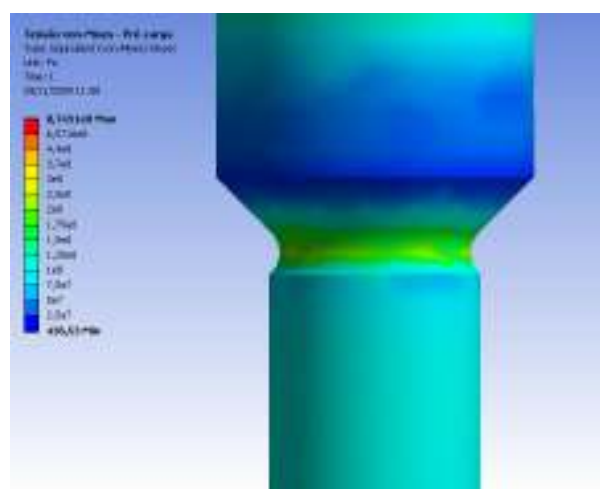
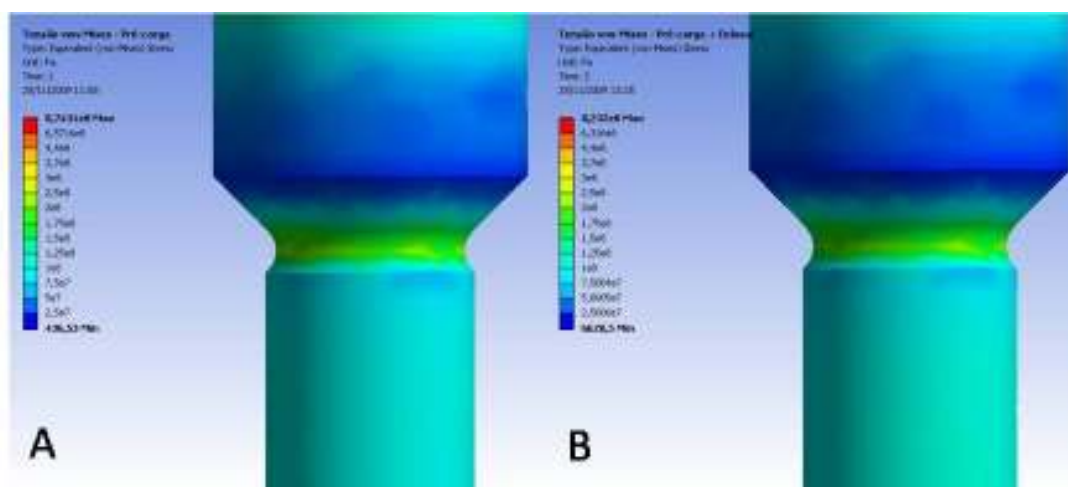


FIGURA 5 – Pré-carga: tensões de von Mises no corpo e transição corpo-cabeça do parafuso



FIGURAS: 6A e 6B – Comparação das tensões de von Mises no parafuso nas duas condições de carregamento: A) pré-carga e B) pré-carga com carga oclusal axial

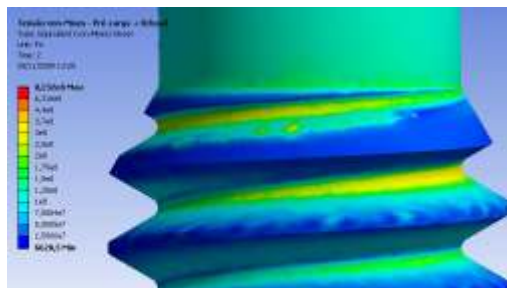


FIGURA 7 – Tensões de von Mises nos primeiros filetes da rosca do parafuso, em condição de pré-carga e carregamento oclusal lateral

Lista de quadros

Quadro 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e osso medular

		Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade Longitudinal (MPa)	E_x	12600	1148
	E_y	12600	210
	E_z	19400	1148
Módulo de Elasticidade Transversal (MPa)	G_{xy}	4850	68
	G_{yz}	5700	68
	G_{xz}	5700	434
Coeficiente de Poisson	ν_{yx}	0,3	0,01
	ν_{zy}	0,39	0,055
	ν_{xz}	0,39	0,322
	ν_{xy}	0,3	0,055
	ν_{yz}	0,253	0,01
	ν_{xz}	0,253	0,322

Quadro 2 – Propriedades mecânicas do implante e do componente

	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson	Tensão de Escoamento	Tensão de Ruptura
Ti-GR4	105 GPa	0,37	626,0 MPa	737,0 MPa
Ti-6Al-4V	110 GPa	0,342	880,0 MPa	950,0MPa

Quadro 3 - Valores máximos de tensão obtido do parafuso

Componente	Tensão máxima obtida (MPa)	Tensão de escoamento (MPa)	Relação tensão máxima / tensão de escoamento (%)
Parafuso	370	880	42,05

6. Referências

1. 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;10:387-416.
2. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2003;14:444–54.
3. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29:350–6.
4. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotacional designs of implant fixtures. *Implant Dent.* 2005;14:77-81.
5. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91:319-25.
6. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:455-66.
7. Balbinoti JA, Lang RP. Influência da geometria da rosca de implantes dentários osseointegrados no campo de tensões em ossos [monografia]. Curitiba:Universidade Tecnológica Federal do Paraná;2007.
8. Balshi TJ, Hernandez RE, Prysłak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int Dent J.* 1996;11(3):372-8.
9. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehab.* 1998;25:847-58.
10. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Mar;10(1):40-6.

11. Blatt M, Butignon LE, Bonachela WC. Análise de elementos finitos aplicados a Implantodontia – uma nova realidade do virtual para o real. *Innov Implant J.* 2006;1(2):53-62.
12. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92:523-50.
13. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005;38(1):87-97.
14. Brägger U, Hugel-Pisoni C, Burgin W, Buser D, Lang NP. Correlations between radiographic, clinical and mobility parameters after loading of oral implants with fixed partial dentures: a 2-year longitudinal study. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:230-39.
15. Buser D, Belser UC, Lang N. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology 2000.* 1998;17:106-18.
16. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27(9):591-8.
17. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15:249-57.
18. Çehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H. Force transmission of one and two piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15:481-9.
19. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):195-202.
20. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implant.* 2000;26(2):77-81.
21. Eskitascioğlu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported protheses and

- supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-50.
22. 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.
23. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92:434-40.
24. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
25. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *J Dent.* 2008;36:409-17.
26. Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(2):258-65.
27. 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(4):623-30.
28. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z *et al.* Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:65–74.
29. Lustosa JM, Murakami RH. Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante[monografia]. Curitiba:Universidade Tecnológica Federal do Paraná;2006.
30. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res.* 2007;18: 581–4.
31. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:387-96.

32. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite element analysis. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2001;29:100-5.
33. Moaveni S. *Finite element analysis: theory and application with ANSYS.* New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.
34. Necchi S, Migliavaccab F, Gastaldib D, Pizzagallib M, Del Fabbroa M, Weinstein R *et al.* The Effect of fixture neck design in a realistic model of dental implant: A finite element approach. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003;(6),5–6:289–97.
35. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analysis of axial and off-axial loading. *Implant Dentistry.* 2002;9(3):207–16.
36. Papavisioliu G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76:633-40.
37. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SVN. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009:1-16.
38. Pessoa RS, Oliveira SAG, Oliveira SR, Golveia VG, Marcantonio Jr E, Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia. *Innov Implant J.* 2007;2(3):41-7.
39. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.
40. Rubo JH, Souza AC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248-55.
41. 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(2):85-92.
42. Segundo R, Oshima H, Silva I, Júnior L, Mota E, Coelho L. Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. *Acta Odontol Latinoam.* 2007;20(2):15-7.
43. Sendyk CL, Sendyk WR, Gromatzky A. Análise em elemento finito-não linear-da influência do tipo ósseo na estabilidade de implante osseointegrado. *Rev Odontol Univ Santo Amaro.* 2002;7:85-9.
44. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosth Dent.* 2005;93(3):227-34.
45. *SoftwareDentalSlice* disponível em: www.dentalslice.com.br/01_introdução.html acesso realizado em 18/12/2009.
46. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781-90.
47. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi NA. Comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab.* 1998;25:299-303.
48. Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Impl Res.* 2008;19:303-13.
49. Wang CH, Lee HE, Wu JH, Huang HL, Lan TH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008;24:138-43.
50. Wang K, Li DH, Guo JF, Liu BL, Shi SQ. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil.* 2009;36:284-91.
51. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101:359-71.

52. Yettran AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res.* 1976;55(6):1004–11.
53. Yu W, Jang Yoon-Je, Kyung Hee-Moon. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:88-95.

7. Apêndice

Quadro 3 – Pontos referenciados dos eixos (x;y) para delimitação do contorno do osso medular

Pto	x*	X	Y	y*
1	9,54	10,11	4,26	4,89
2		6,85	6,09	
3	12,13	12,65	6,09	5,90
4		5,75	8,19	
5		11,64	8,19	
6		3,64	10,01	
7		11,11	10,01	
8		2,64	11,79	
9		10,26	11,79	
10		2,16	13,56	
11		9,54	13,56	
12	1,91	2,06	15,38	14,92
13		8,77	15,38	
14		2,06	17,82	
15		7,76	17,82	
16	2,68	2,35	19,55	19,62
17	6,32	6,76	19,55	20,51
18	2,66	2,54	21,51	21,76
19	5,55	5,75	21,51	21,46
20	2,67	3,31	23,57	22,56
21	4,52	5,13	23,57	24,08
22	4,35	4,55	25,01	24,78
23		3,93	24,77	

	Utilizado
	Ajustado
	Removido
	Adicionado

Quadro 4 – Pontos referenciados dos eixos (x;y) para delimitação do contorno do osso cortical

Pto	x*	X	Y	y*
1	10,01	11,37	0,00	0,96
2		6,42	2,30	
3		14,76	2,30	
4		3,50	4,22	
5		15,62	4,22	
6		1,92	6,13	
7		15,62	6,13	
8		1,25	8,05	
9		15,14	8,05	
10	0,32	0,57	10,35	10,96
11		14,08	10,35	
12		0,00	12,17	
13		13,03	12,17	
14	-0,25	-0,38	13,94	13,97
15	12,07	12,17	13,94	
16		-0,38	15,96	
17		10,92	15,96	
18		-0,24	18,16	
19		9,77	18,16	
20		0,00	20,46	
21		8,34	20,46	
22		0,38	22,18	
23	8,01	7,57	22,18	21,41
24		1,05	24,24	
25	7,28	6,42	24,24	22,33
26		2,25	26,06	
27	5,52	5,84	26,06	24,78
28		3,93	26,78	

Utilizado
Ajustado
Removido

Quadro 5 – Tamanhos e números de elementos e nós das malhas

CASO 1 - Pilar convencional			
Sólido	Tamanho elemento (mm)	Número de elementos	Número de nós
Pilar	0,3	8965	15494
Implante	0,8	35429	62781
Parafuso	-	154692	240587
<i>Faces sup. e inf. rosca</i>	0,08	-	-
<i>Corpo e cabeça</i>	0,3	-	-
<i>Início e fundo rosca</i>	0,025	-	-
Osso Cortical	padrão Ansys	3483	6957
Copo Osso Cortical	padrão Ansys	8744	15979
Osso Trabecular	padrão Ansys	2374	4388
Copo Osso Trabecular	padrão Ansys	21001	37361
TOTAL	-	234688	383547

CASO 2 - Pilar maciço			
Sólido	Tamanho elemento (mm)	Número de elementos	Número de nós
Pilar	-	162646	252374
<i>Faces sup. e inf. rosca</i>	0,08	-	-
<i>Corpo e cabeça</i>	0,3	-	-
<i>Início e fundo rosca</i>	0,025	-	-
Implante	0,8	35506	62890
Osso Cortical	padrão Ansys	3483	6957
Copo Osso Cortical	padrão Ansys	8744	15979
Osso Trabecular	padrão Ansys	2374	4388
Copo Osso Trabecular	padrão Ansys	21001	37361
TOTAL	-	233754	379949

8. Anexos

Diretrizes para submissão de manuscritos para publicação na revista The Journal of Prosthodontics (<http://www.wiley.com/bw/submit.asp?ref=1059-941X&site=1>) – ARTIGO CIENTÍFICO 1

Diretrizes para submissão de manuscritos para publicação na revista de Odontologia da Unesp (<http://rou.hostcentral.com.br/submission.php>) – ARTIGO CIENTÍFICO 2