

FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM *OVERDENTURES*
SUPPORTADAS POR IMPLANTES CÔNICOS E
CILÍNDRICOS: ANÁLISE POR ELEMENTO FINITO
TRIDIMENSIONAL**

EVANDRO AFONSO SARTORI

PORTO ALEGRE
2008

EVANDRO AFONSO SARTORI

Distribuição de tensões em *overdentures* suportadas por implantes cônicos e cilíndricos: Análise por elemento finito tridimensional

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção de grau de mestre do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary S.A. Shinkai

Porto Alegre
2008

EVANDRO AFONSO SARTORI

Distribuição de tensões em *overdentures* suportadas por implantes cônicos e cilíndricos: Análise por elemento finito tridimensional

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção de grau de mestre do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

BANCA EXAMINADORA:

Rosemary Sadami Arai Shinkai – PUCRS
Daniela Maffei Botega – UFRGS
Hugo Mitsuo Silva Oshima – PUCRS

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais,
Luís Fernando e Maria Inês, os
quais sempre me serviram como
exemplo de luta e persistência;

À minha professora orientadora
Rosemary Sadami Arai Shinkai,
pelo seu apoio e dedicação durante
toda minha caminhada acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Aos amigos Leandro Corso e Maico Souza, pela ajuda e esforço durante toda parte experimental desse trabalho;

Aos professores e amigos Luiz Henrique Burnett Júnior, Eduardo Gonçalves Mota, Hugo Mitsuo Silva Oshima e Luciana Mayumi Hirakata pelos ensinamentos durante esta caminhada;

À professora Nilza Pereira da Costa, pela competência com que coordenou o Programa de Pós-Graduação desta Faculdade;

À PUC-RS, em nome do Diretor da FO/PUCRS Prof. Marcos Túlio Mazzini Carvalho e da Vice-Diretora Profa. Angélica Frietscher;

Aos colegas da turma do Mestrado em Prótese Dentária 2006-2007 da PUCRS.

“Bom mesmo é ir à luta com determinação, abraçar
a vida com paixão, perder
com classe e vencer com ousadia,
pois o triunfo pertence a quem se atreve...
A vida é muita para ser
insignificante.”

Charles Chaplin

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo comparar a distribuição de tensões geradas por uma carga estática vertical aplicada em prótese do tipo overdenture implanto - muco - suportadas , retida por implantes cilíndricos ou cônicos, através de análise por elementos finitos. Foram gerados modelos tridimensionais de uma mandíbula edêntula a partir das imagens de tomografia computadorizada helicoidal e dos intermediários protéticos, da prótese total, da placa resiliente e dos implantes através de digitalização a laser em três planos. Os modelos geométricos dos implantes e intermediários protéticos foram montados na região dos caninos (dentes 43 e 33) no modelo mandibular, constituindo dois modelos: modelo 1 – overdenture retida por dois implantes cilíndricos e modelo 2 – overdenture retida por dois implantes cônicos. Os modelos geométricos foram inseridos em um software, no qual foi gerada a malha de elementos finitos. Uma carga vertical estática de 100 N foi aplicada indiretamente, sobre uma simulação de bolo alimentar, na região de primeiro molar inferior direito, sendo analisadas e comparadas as tensões pelo método de von Mises geradas nos dois modelos. As tensões foram semelhantes nos implantes cilíndrico e cônico, com concentração nos terços cervical e médio. Os implantes inseridos na região do dente 43, lado da aplicação da carga, apresentaram maior área de tensões que os implantes contralaterais na região do dente 33, embora a magnitude das tensões tenha sido similar. Em relação ao osso mandibular, na parte externa anterior houve maior concentração de tensões na área distal dos dois tipos de implante inseridos no lado de aplicação da carga em comparação com os implantes contralaterais. A magnitude das tensões no osso foi semelhante para ambos os tipos de implante, mas a área de distribuição das maiores tensões foi maior para o implante cilíndrico na região do dente 43. Em um corte longitudinal do osso mandibular na região dos implantes 43, observaram-se as maiores tensões concentraram-se na região cervical de ambos os tipos de implante, no osso cortical. Já em relação ao osso mandibular na região do dente 33, observou-se que as tensões foram maiores na face mesial do implante cilíndrico em relação ao implante cônico. Assim, os resultados deste estudo sugerem que os implantes cônicos promoveram redução da área de maiores tensões de von Mises no osso mandibular no lado da aplicação da carga. Quanto ao lado contralateral as tensões foram similares em ambos os implantes.

Palavras-chave: implantes dentários; prótese total; prótese dentária fixada por implante; biomecânica; análise por elementos finitos.

ABSTRACT

This study using 3D-finite element analysis compared the stress distribution generated by a static load on implant-supported overdenture as a function of implant geometry (cylindrical versus conical shape). Tridimensional models were built from the images of a computerized tomography of a mandible and 3D laser digitalization of implants, abutments, mucosa, and complete denture. The geometric models of implants and abutments were mounted at the canine region (teeth 43 and 33) to build two models: model 1 – overdenture supported by two cylindrical implants, and model 2 – overdenture supported by two conical implants. The geometric models were converted into finite element models using a commercial software. A 100 N load simulating a masticatory bolus was applied at the first molar region of each model. The von Mises stress distribution was analyzed and compared in selected points. The stresses in both cylindrical and conical implants were similar and concentrated at the cervical and middle thirds. The implants placed at the loading side showed larger area of stress than the contralateral implants, but the stress magnitude was similar. In relation to the mandibular bone, the anterior surface had larger stress concentration at the distal area of both types of implants on the loading side than that of the contralateral side. The stress magnitude on the bone surface was similar but the area of higher stress distribution was larger for the cylindrical implant at the loading side. In a longitudinal section of the bone at the tooth 43 site, the higher stresses were concentrated at the cervical region of both implant shapes corresponding to the cortical bone. In relation to the bone at the tooth 33 region, the stresses were higher at the mesial side of the cylindrical implant compared to the conical implant. Therefore, the results suggest that conical implants provided reduction of the area of von Mises stress in the mandibular bone at the loading side. At the contralateral side the von Mises stress was similar for both implants.

Key-words: dental implants; complete, denture; dental prosthesis, implant-supported; biomechanics; finite element analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. A. Modelo de gesso pedra e B. Mandíbula seca.	44
Figura 2. A. Modelo de gesso pedra, B. Prótese total em cera, C. Placa de silicone de 3 mm para simular a mucosa sobre o rebordo residual.	44
Figura 3. A. Prótese total inferior encerada sobre placa de silicone (B) e modelo de gesso (C).	45
Figura 4. A. Prótese total polimerizada sobre a placa de silicone (B) e modelo de gesso (C).	45
Figura 5. Prótese total inferior (A) sobre placa de silicone (B) e mandíbula seca (C).	46
Figura 6. A. Implante Cilíndrico A'. Implante cônico.	46
Figura 7. A. Pilar tipo Locator® de 4mm, B. Cápsula de retenção, C. Borracha de retenção.....	47
Figura 8. Imagem do implante cônico (A') mostrando uma cônica de 5°.	47
Figura 9. Cortes de tomográficos para criação do trabecular e dentário inferior	49
Figura 10. Osso Trabecular.....	49
Figura 11. Nervo Dentário Inferior.....	50
Figura 12. Digitalizadozara Digimill 3D.....	50
Figura 13. Mandíbula digitalizada sendo corrigida com o programa Geomagic® v. 7.0.....	51
Figura 14. Mandíbula edêntula digitalizada.....	52
Figura 15 A. Implante Cilíndrico A'. Implante Cônico. B. Pilar Locator® C. Borracha de retenção D. Cápsula.....	53
Figura 16. Prótese total inferior aberto com o software Geomagic®, fazendo uma limpeza da imagem.	54
Figura 17. Prótese total inferior em formato .stl.	55
Figura 18. Placa de silicona de 3mm para simular a mucosa sobre o rebordo residual.	55
Figura 19. Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. B. Prótese total inferior. C. Mucosa sobre o rebordo residual.....	56
Figura 20. Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. B. Implante cilíndrico C. Dentário Inferior D. Prótese total.E. Mucosa do rebordo residual. inferior. F. Pilar Locator®.....	57
Figura 21. Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. B. Implante Cônico. C. Dentário Inferior D. Prótese total E. Mucosa do rebordo residual inferior. F. Pilar Locator®.....	57
Figura 22. Imagem tridimensional do local de aplicação da carga (dente 46) e fixação da mandíbula.....	61
Figura 23. Distribuição das concentrações de tensões na overdenture com implantes cilíndricos (A) e com implantes cônicos (B).	63
Figura 24. Tensões nos implantes cilíndricos (A) e cônicos (B) das regiões dos dentes 43 e 33.....	64
Figura 25. Tensões na região anterior do osso mandibular nas situações com implantes cilíndricos (A) e com implantes cônicos (B). Vista externa.	65

Figura 26. *Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 43 (lado da aplicação da carga vertical de 100 N). Vista superior externa.....*65

Figura 27 *Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 43 (lado da aplicação da carga vertical de 100 N). Corte longitudinal.*66

LISTA DE QUADRO E TABELAS

<i>Quadro 1. Propriedades mecânicas elásticas do osso e dos materiais utilizados.</i>	<i>58</i>
<i>Tabela 1. Dados das malhas geradas overdenture com implantes cilíndricos.</i>	<i>59</i>
<i>Tabela 2. Dados das malhas geradas overdenture com implantes cônicos.</i>	<i>60</i>

LISTA DE ABREVIATURA, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Porcentagem
®	Registrado
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CAD	Computer-Aided Design
cm	Centímetro(s)
Co-Cr	Liga de cobalto cromo
EUA	Estados Unidos da América
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i>)
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
°	Grau
GE	General Eletric
GPa	Gigapascal
ITI	International Team for Implantology
MEF	Método de elementos finitos
mm	Milímetro(s)
MPa	Megapascal
N	Newton
PTPE	Politetrapoliestireno
<i>P</i>	Valor da probabilidade calculada pelo teste estatístico para rejeição da hipótese de nulidade
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
SISNEP	Sistema Nacional de Informação sobre Ética em Pesquisa.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
3	PROPOSIÇÃO	41
4	METODOLOGIA	43
4.1	OBTENÇÃO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS CONTÍNUOS.....	48
4.1.1	<i>Modelo da mandíbula.....</i>	<i>48</i>
4.1.2	<i>Modelo dos implantes e componentes protéticos.....</i>	<i>52</i>
4.1.3	<i>Modelo da prótese total e placa resiliente.....</i>	<i>54</i>
4.2	OBTENÇÃO DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS.....	58
4.2.1	<i>Análise da Tensão</i>	<i>60</i>
5	RESULTADOS.....	63
6	DISCUSSÃO.....	69
7	CONCLUSÃO	74
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
	ANEXOS.....	82



Introdução

1 Introdução

A prótese sobre implantes do tipo *overdenture* (ou sobredentadura) caracteriza-se por ser uma prótese total retida por implantes e suportada predominantemente pela área basal desdentada da mandíbula ou maxila. O tratamento com o sistema de prótese implanto-muco-suportada é considerado como um método eficaz de reabilitação oral para devolver estética e função a pacientes totalmente desdentados. Além disso, a *overdenture* pode ser a primeira opção de tratamento em alguns casos clínicos por ser uma alternativa mais econômica do que uma prótese fixa sobre implantes (WATSON et al., 1997; CHIAPASCO et al., 2001). Muitos pacientes que procuram o tratamento de reabilitação oral com implantes não possuem área basal suficiente para que uma prótese total convencional não se desloque no sentido vertical e assegure conforto e segurança ao mastigar e ao falar (DUYCK et al., 1999; DINATO et al., 2001). Em geral, o sistema de retenção de *overdentures* permite movimentos limitados de rotação, anterior e posterior, e de intrusão da prótese (DINATO et al., 2001).

Atualmente, vários tipos de implantes e conexões para *overdenture* estão disponíveis no mercado. A colocação de implantes cilíndricos entre forames mentonianos na mandíbula e a confecção de uma prótese tipo *overdenture* com

retenção por barra-clipe ou pelo sistema bola são considerados um tratamento de prognóstico confiável (ENGQUIST et al., 1988; HUTTON et al., 1995; BATENBURG et al., 1998; BERGENDAL, 1998). Além do implante cilíndrico, implantes com diferentes formas geométricas foram mais recentemente introduzidos com o objetivo de uma maior aproximação com a forma do dente natural para diminuir a reabsorção óssea ao redor do implante. A geometria ótima de um implante deveria promover a transferência dos gradientes de tensões para áreas afastadas da crista óssea, distribuindo-as em toda a sua extensão para ter uma menor perda óssea alveolar no colo do implante (CRUZ et al., 2001; NATALIE et al., 2006^a). Entretanto, os estudos prévios sobre este tema são escassos e estão vinculados a extrações e colocação de implantes imediatos, principalmente de protocolos tipo Branemark e implantes unitários.

Pesquisas sobre possíveis mecanismos de falha em próteses sobre implantes por problemas biomecânicos têm utilizado extensometria, fotoelasticidade ou análise pelo método de elementos finitos (MEF). A análise por elementos finitos usa modelos e ambientes virtuais para fazer simular digitalmente e testar de maneira progressiva a resistência e a distribuição de tensões de peças e sistemas complexos. Segundo Geng et al. (2001) e Holmgren et al. (1998) este método possibilita investigar problemas mecânicos, dividindo o elemento-problema em inúmeros elementos menores e mais simples, os quais estão dispostos no formato de uma malha, na qual as variáveis analisadas (Von Mises) podem ser interpoladas com o uso de funções matemáticas de forma. Assim, podem-se simular diversas situações biomecânicas nas interfaces entre osso, implantes, componentes e prótese, as quais seriam impossíveis de analisar experimentalmente *in vitro* ou *in vivo* (NATALI et al., 2006^b; CRUZ et al., 2001). Por

exemplo, a forma geométrica do implante, cilíndrico ou cônico, pode interferir diretamente na distribuição de tensões da interface osso-implante (CRUZ et al., 2006). Contudo, não há dados disponíveis sobre a biomecânica de implantes cônicos em *overdentures*. Portanto, a hipótese de trabalho do presente estudo utilizando MEF é que a forma geométrica cônica ou cilíndrica dos implantes que suportam uma *overdenture* mandibular afeta de forma diferente as deformações e tensões geradas em todo o sistema composto por osso, implantes, componentes e prótese quando uma carga estática é aplicada na região posterior.



Revisão da Literatura

2 Revisão da Literatura

Siegele e Soltez (1987) estudaram a distribuição de estresse no osso com cinco tipos de implantes (cilíndrico, cônico, escalonado, cilíndrico com rosca e cilíndrico-oco), utilizando análise por elemento finito 2D. Esses implantes estavam inseridos num modelo ósseo bidimensional, onde foram testados individualmente, sob aplicação de uma carga vertical de 100 N sobre o pilar. Os resultados mostraram que os maiores níveis de estresse estavam localizados nos implantes cônicos e escalonados, e os menores, nos implantes cilíndricos.

Meijer et al. (1993) afirmou que o desenho de superestruturas dentais influencia o momento de força nos implantes dentais e a deformação do osso interforaminal numa mandíbula edêntula. Essa deformação pode causar tensão ao redor dos implantes podendo promover reabsorção do osso e perda do implante. Através da construção de um modelo tridimensional de uma mandíbula edêntula, esses autores analisaram através de análise por elementos finitos 3D a tensão gerada ao redor de dois implantes inseridos na região interforaminal. No grupo controle os implantes não estavam conectados por uma barra, já no grupo teste havia uma barra unindo os dois implantes. Os implantes foram carregados com forças horizontal de 10 N, vertical de 35 N e oblíqua de 70 N. O valor mínimo e o valor máximo de tensão para o modelo sem a barra foram 7,4 MPa e de 16,2 MPa, respectivamente, e no modelo com a barra estes valores foram 6,5 MPa e 16,5 MPa. O resultado da tensão provocada pela carga vertical foi a menor do que a horizontal e a oblíqua. Os autores

concluíram que as diferenças de concentração de tensão entre os modelos com barra e sem barra foram muito pequenas, mas as direções da força de carregamento interferiram muito mais nas conexões implante/pilar.

Chen et. al (1994) estudaram através da análise por elementos finitos 3D dois modelos de uma mandíbula humana com e sem implantes ósseos. Para o modelo com o implante foi utilizado um implante de titânio de 4 mm de diâmetro na região retromolar. Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos e doze músculos foram incluídos nestes modelos. Aplicando-se uma força de 100 N na região de pré-molar, a mecânica antes e depois da implantação foi computada, sendo analisados os seguintes parâmetros: tensões principais e tensões de von Mises. Os resultados mostraram que a mecânica ao redor do implante mudou drasticamente e as maiores mudanças ocorreram na interface osso-implante.

Lozada et al. (1994) estudaram o desenho tridimensional de dois implantes intra-ósseos, sendo que um dos implantes possuía quatro ranhuras circulares abaixo do topo do implante. Os implantes foram inseridos em um modelo de uma secção de mandíbula composta por osso esponjoso e osso cortical. Os autores relataram que em ambos os desenhos pequenas áreas da parte coronal da cortical mandibular receberam grande carga de estresse. Diferenças significativas foram notadas entre os dois implantes nestas mesmas áreas.

Van Zyl et al. (1995) realizaram um estudo com análise por elementos finitos tridimensional numa mandíbula edêntula com seis implantes de 13 mm de comprimento x 3.75 de diâmetro, suportando uma prótese fixa. Uma carga de 100 N

foi aplicada em diferentes intervalos ao longo do segmento do *cantilever*: inicialmente houve uma diminuição na tensão, alcançando um nível mínimo no segmento de 15 mm do *cantilever*; em seguida houve um aumento progressivo na tensão nas áreas lingual e vestibular.

Meijer et al., em 1996, citados por Cruz (2001), afirmaram que influencias biomecânicas representam importante papel na longevidade do osso ao redor dos implantes. A força durante a mastigação é transmitida aos implantes causando tensão ao redor do osso. O tecido ósseo por sua vez, remodela sua estrutura em resposta à tensão mecânica recebida. As variações no estado interno de tensões determinariam a ocorrência de uma remodelagem óssea construtiva ou destrutiva. Baixos níveis de tensão ao redor de implantes dentais podem resultar em atrofia por desuso, similar a perda óssea alveolar após a remoção de um dente natural, por outro lado, altas concentrações de tensão nos tecidos de suporte podem resultar em necrose e subsequentemente falha do implante. O objetivo deste estudo foi investigar, por meio de uma análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões quando o sistema não é uniformemente carregado e determinar a diferença entre o modelo de implante conectado por uma barra (prótese) e implantes isolados. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Foi assumida aderência contínua na interface osso / implante (osseointegração total), não sendo admitido deslocamento relativo entre ambos. Os autores simularam um carregamento horizontal de 10N, vertical de 35N e oblíquo (120° com o plano de oclusão) de 70N. Além disso, considerou-se a situação de carregamento uniformemente distribuído, aplicado no centro e lateralmente. O diagrama de tensões principais revelou que, para todas as situações, as tensões máximas na estrutura óssea estavam localizadas em

torno do pescoço do implante. A barra teve a função de diminuir a magnitude das tensões e promover a transferência de esforços, e os implantes localizados próximo ao ponto de carregamento foram mais solicitados.

Papavasiliou et al. (1997) estudaram os graus de osseointegração de um implante unitário através de análise por elementos finitos. Considerou-se que a osseointegração variava de 25% a 100%. O implante foi restaurado com coroa de metalocerâmica e submetido a uma carga de 10MPa axial ou oblíqua. Dependendo do local da osseointegração os resultados de maior tensão entre osso e implante também variaram mostrando uma uniformidade.

Holmes and Loftus (1997) avaliaram a influência da qualidade do osso na transmissão das forças oclusais em implantes dentais através da análise por elementos finitos. Foi modelado um implante de 3.75 por 10mm com rosca colocado num bloco de 12x11x8mm de osso. Variando o módulo de elasticidade do elemento osso, foram atribuídos quatro tipos de configurações. Uma carga de 100N foi aplicada na superfície oclusal do dente num ângulo de trinta graus e foi observada a concentração de tensões de Von Misses. A análise indicou que um osso com grande espessura de cortical e alta densidade do trabecular ósseo resulta em menor micro-movimentação do implante e reduz a concentração de tensões.

Schepers et al. (1998) estudaram a influência de carga oclusal axial e não-axial no remodelamento ósseo ao redor de implantes orais através da análise por elemento finito. As cargas axiais (100N) e não-axiais (20N) foram introduzidas inserindo uma prótese parcial fixa bilateralmente suportada e uma prótese parcial fixa com *cantilever*

sobre dois implantes IMZ® em mandíbula de cão da raça Beagle. Foram construídos modelos 3D e 2D para analisar e comparar a distribuição de von Mises, a tensão máxima principal e a densidade da energia tensional nas seguintes situações: inicialmente, ao redor de implantes sem as próteses e, em seguida, ao redor dos implantes com as duas próteses com os desenhos diferentes. Houve forte correlação entre o cálculo da distribuição de estresse no osso adjacente, e o seu remodelamento no modelo animal comparativo. Dessa forma, concluiu-se que as áreas de maior remodelamento ósseo coincidem com as regiões de maior tensão equivalente, e que as maiores diferenças de remodelamento entre cargas axiais e não-axiais podem ser amplamente determinadas ou influenciadas pelo componente de tensão horizontal da carga aplicada.

Através de um levantamento bibliográfico do uso de análise por elementos finitos em Odontologia, Geng, Tan e Liu (2001) afirmaram que a análise por elementos finitos é uma técnica através da qual é possível conseguir a solução de grandes problemas mecânicos dividindo o elemento problema em inúmeros elementos menores e mais simples (*mesh*), nos quais as variáveis podem ser interpoladas com o uso de funções de forma. Por volta de 1960 foi desenvolvida técnica que utiliza elementos finitos para resolver problemas na indústria aeroespacial e somente em 1976 a técnica foi utilizada pela primeira vez em implantodontia. Os autores concluíram que o uso de elementos finitos no estudo da transmissão de carga à interface osso-implante foi elucidado parcialmente os fatores que influenciam os problemas de ordem mecânica comumente encontrados: tipo de carga, propriedades dos materiais utilizados nas próteses e implantes, tamanho, diâmetro, formato e superfície dos implantes, qualidade e quantidade de osso adjacente. Em resumo, o

método de elemento finito tem sido utilizado para investigar a distribuição de tensão quando os implantes estão sozinhos (o-ring), ou esplintados (barra-clip) em próteses tipo *overdenture*. Desenhos de barra, dureza e envergadura afetaram significativamente a distribuição de tensão, enquanto que outros materiais que compõem a prótese não tiveram tanta importância.

Romeu et.al. (2001) compararam o desenho de prótese tipo *overdenture* imediato e tardio com controle de dois anos. Vinte pacientes (oito homens e doze mulheres) foram randomizados em dois grupos: Grupo 1) o grupo recebeu quatro implantes ITI entre os forames mandibulares e pilares Octa® foram imediatamente parafusados sobre o implante; dois dias após a cirurgia os implantes foram conectados por uma barra em ouro em U Dolder® com a *overdenture*; e Grupo 2) o grupo recebeu o mesmo tipo e número de implantes, sendo que a espera para cicatrização foi de três a quatro meses. O período de acompanhamento foi de no mínimo dois anos com revisões em duas semanas, um mês, três meses, seis meses e um ano. Foram avaliados o acúmulo de placa, a profundidade de sondagem, a presença de sangramento, Periotest® e radiografias peri-implantar. Dos quarenta implantes do Grupo 2, somente um falhou, e não houve falhas no Grupo 1. Não houve diferença estatística nos parâmetros clínicos avaliados nos dois grupos. Os autores afirmaram que o método não-tradicional parece ter sucesso igual ao método tradicional, apresentando rapidez no tratamento e satisfazendo os pacientes.

Cruz (2001) analisou através de elementos finitos o comportamento biomecânico de um implante cuneiforme na região de pré-molar numa mandíbula edêntula. Para a análise considerou-se um material homogêneo, isotrópico e

linearmente elástico utilizando uma carga de 100N. Verificou-se que quanto mais refinado é o modelo, mais confiáveis são os resultados. Quanto ao comportamento da geometria cuneiforme do implante, de uma maneira geral, esta forma distribuiu uniformemente as tensões, sem concentrações no ápice ou no corpo do implante.

Akça e Iplikçioğlu (2002) avaliaram, através de análise por elementos finitos, o efeito da colocação de um implante curto na extensão do *cantilever*, comparado com próteses fixas tradicionais com *cantilever* em mandíbulas edêntulas posteriores. Os autores realizaram uma reconstrução mandibular 3D de uma mandíbula, na qual faltava o segundo pré-molar, e o molar apresentava reconstrução por meio de digitalização de superfície. Em seguida fixaram na mandíbula seis diferentes implantes bilaterais suportando uma prótese parcial fixa que apresentava um *cantilever* anterior e um *cantilever* posterior, os quais foram comparados com um implante adicional curto, nestas mesmas configurações. Uma carga oclusal oblíqua de 400 N foi aplicada na cúspide vestibular da prótese, e foram avaliados os valores de tensão elástica e compressiva no osso cortical ao redor da região cervical dos implantes e as tensões de Von Mises. Baixos valores significativos de tensão foram registrados em comparação com a prótese com *cantilever*. A prótese com *cantilever* posterior apresentou altos valores de tensão quando comparada com a prótese com *cantilever* anterior. Os autores relataram que quando a prótese fixa com *cantilever* é inevitável clinicamente devido a restrições anatômicas ou complicações como a perda do implante, a colocação de um implante curto adicional deveria ser considerado.

Gatti e Chiapasco (2002) realizaram um estudo prospectivo sobre a colocação imediata de *overdenture* implanto-retida. Os pacientes foram randomizados em dois

grupos: grupo controle (5 pacientes) com quatro implantes Branemark (MKII®; Nobel Biocare AB) e quatro pilares *standard*; grupo teste com quatro implantes tipo transmucoso cônico (Nobel Biocare AB). Esses implantes foram colocados entre forames e conectados por uma barra em forma de U curvada após 24 horas da cirurgia. Os implantes foram avaliados aos 12 e 24 meses após sua colocação. Os autores não encontraram nenhuma diferença estatística entre os dois grupos, sendo que a taxa de sucesso de implantes imediatos foi similar a dos casos de carga mediata.

Zitzmann e Marinello (2002) revisaram algumas técnicas e opções para próteses implanto-suportadas em mandíbulas edêntulas, com base no sistema Branemark®. Aspectos clínicos e técnicos das próteses foram discutidos a partir de três conceitos: prótese fixa implanto-suportada, *overdenture* implanto-suportada removível e combinação de implanto-retida com prótese *overdenture* reembasada por acrílico temporário. A estrutura da prótese implanto-suportada poderia ser confeccionada em ouro, Co-Cr, titânio com fundição, com solda a laser ou por técnicas de fresagem. Para a estabilidade e a retenção de dentaduras convencionais foram indicados de um a quatro implantes, podendo ser esplintados ou não. O desenho da *overdenture* deveria ser cuidadosamente planejado de acordo com os requerimentos necessário para uma estabilidade adequada, contorno, estética e melhor conforto para o paciente.

Nagasao et al. (2002) observaram, através de análise por elementos finitos, o local onde ocorria o estresse máximo ao redor de implantes em reconstruções 3D de mandíbula edêntula de pacientes em tratamento de tumor com ressecção parcial da mandíbula. Com imagens obtidas através de tomografia computadorizada, uma

mandíbula e uma fíbula foram modeladas para obtenção de sete tipos de modelos: mandíbula normal edêntula, lado esquerdo reconstruído, segmento central reconstruído, lado esquerdo e segmento central reconstruído, os dois lados reconstruídos, inclusive o segmento central; lado direito e central reconstruído e lado direito reconstruído. Quatro implantes cilíndricos de 3.75 mm de diâmetro foram fixados, bilateralmente, na região de pré-molares e caninos, para suportar a estrutura metálica de uma prótese do tipo protocolo. Sob aplicação de uma carga vertical de 300 N, os resultados obtidos com o programa ANSYS 5.6® mostraram que a direção e a magnitude das tensões são influenciadas por fatores complexos, tais como a espessura da cortical, local onde os implantes estão fixados, o deslocamento vertical abaixo da carga e a prótese. Como conclusão, os autores apontaram que ocorrem diferenças significativas de local e intensidade de tensão ao redor dos implantes de acordo com os vários tipos de reconstrução mandibular.

Nagasao et al. (2003) realizaram um estudo similar ao anterior com a mesma metodologia, mudando apenas a direção da carga de 50 N, de vertical para horizontal, aplicada no *cantilever* da estrutura metálica. Os autores verificaram que em todos os modelos a tensão máxima ocorria ao redor de implantes na região de pré-molar do lado da carga. Dessa forma, concluíram que quando a carga horizontal é aplicada em reconstruções mandibulares, o local e a direção da tensão máxima que rodeia os implantes parecem ser influenciados por características estruturais da reconstrução mandibular, diferentemente da carga vertical.

Porter, Petropoulos, Brunski (2002) compararam a distribuição de força e momento de diferentes componentes retentivos de próteses tipo *overdenture* quando

uma força vertical compressiva era aplicada no sistema de retenção. Os retentores (Barra clip Nobel Biocare®, Oring Standard Nobel Biocare®, Oring 2,25mm de diâmetro Nobel Biocare®, Zest Anchor Advanced Generation®, Sterngold ERA branco®, Sterngold ERA laranja®, Compilant Keeper System com titanium shims®) foram testados usando extensômetros e dois implantes Branemark colocados no modelo teste. Não houve diferença estatística no local da carga, sendo que a força máxima ocorreu com o retentor Zest Anchor Advanced Generation® e a força mínima com o Sterngold ERA Branco®.

Kronstrom et al. (2003) descreveram a evolução de 12 meses de dezessete pacientes consecutivos com sessenta e oito implantes cônicos Branemark® (Nobel Biocare) colocados entre os forames mentais em um estágio cirúrgico. A prótese fixa foi conectada aos implantes em média 33 dias após a colocação destes. Os autores fizeram análises clínica e radiográfica na colocação da prótese e 12 meses depois. Cinco implantes foram perdidos, três antes da colocação da prótese e dois após, totalizando 93% de taxa de sobrevivência. Um paciente perdeu sua prótese por causa de falha na osseointegração. A perda média de osso marginal foi de 0,24 mm.

Lang et al. (2003) examinaram a natureza dinâmica do desenvolvimento de pré-torque em sistemas de implantes, utilizando análise por elementos finitos. Foram criados modelos bi e tridimensionais de um implante do Sistema Branemark 3.75 x 10 mm (Mark III®), um pilar de titânio Cera One®, um parafuso de pilar de liga de ouro Unigrip, um implante do Sistema Replace® 4.3 x 10 mm, um pilar estético de titânio e um parafuso de pilar de titânio Torq Tite®. A mecânica específica do modelamento das roscas permitiu a simulação do apertamento do parafuso. Os parafusos de pilares

foram submetidos a torques de apertamento com incremento de 1 Ncm, de 0 a 64 Ncm, utilizando o software ABAQUS®. Através destes modelos, determinou-se a influência do coeficiente de atrito na quantidade de carga no complexo do implante durante e após o torque de apertamento do parafuso. No primeiro experimento, o coeficiente de atrito foi fixado em 0,20 entre todos os componentes de titânio dos modelos dos implantes e em 0,26 entre ouro e titânio. No segundo experimento, o coeficiente de atrito foi variado. Em ambos os modelos, o coeficiente de atrito entre superfícies de suporte do implante e do pilar foi mantido em 0,20, enquanto que em todas as outras superfícies de contato envolvendo parafusos e componentes foi fixado em 0,12. O padrão de distribuição de tensão demonstrou uma transferência da carga de torque do parafuso para o implante durante o apertamento. Uma carga de torque de 75% do coeficiente convencional de escoamento dos parafusos de pilares não foi estabelecida usando os torques recomendados. O torque de 32 Ncm aplicado ao parafuso de pilar nos implantes com coeficiente de atrito de 0,26 resultou em uma carga de torque abaixo do ideal para os parafusos de pilares. Para alcançar o torque desejado de 75% do coeficiente convencional de escoamento, usando um torque de 32 Ncm aplicado aos parafusos dos implantes, o coeficiente de atrito entre os componentes do implante deveria ser 0,12.

Tada et al. (2003) avaliaram através de análise por elementos finitos a tensão gerada entre osso-implante em função da forma e do comprimento do implante e de tipo de osso. Duas formas geométricas (parafuso e cilindro) e quatro comprimentos de implantes (9,2; 10,8; 12,4 e 14,0 mm) foram incluídos em modelos analisados pelo programa ANSYS 5.5®. Cargas axiais (100 N) e vestibulo-linguais (50 N) foram aplicadas no centro do pilar. Os resultados obtidos mostraram que as tensões máximas

aumentaram com a diminuição da densidade óssea. Sob carga axial, especialmente em osso de baixa densidade, as tensões máximas no osso adjacente foram menores nos implantes tipo parafuso do que nos implantes cilíndricos; as tensões também foram menores em implantes de maior comprimento. Sob carga vestibulo-lingual a concentração das tensões foi basicamente influenciada pela densidade óssea. De acordo com os resultados, os autores sugeriram que tecidos ósseos com maior densidade garantiriam um melhor ambiente biomecânico para os implantes assim como o uso de implantes tipo parafuso e com comprimentos maiores.

Wadamoto et al. (2003) desenvolveram uma nova técnica de modelo tridimensional de implante osseointegrado para análise de elemento finito 3D. Através de dados gráficos obtidos por cortes seriais *in vivo* de um macaco, um modelo com estrutura trabecular óssea e peri-implantar foi obtida para análise. Uma carga vertical de 143 N foi aplicada no topo do implante induzindo tensão no tecido peri-implantar. Os resultados encontrados sugerem que há uma diferença de distribuição de tensão em modelos com 100% de osseointegração entre implante e osso e que futuros estudos devem ser realizados para elucidar a questão.

Geng et al. (2004) estudaram a configuração de rosca ideal para um implante experimental cônico (escalonado). Através de análise por elementos finitos 2D o implante experimental foi inserido numa secção posterior de uma mandíbula humana, a qual foi digitalizada por tomografia computadorizada. Foram utilizadas quatro formas diferentes de rosca: em forma de V, bem fina, rosca quadrada 0,24 mm e rosca quadrada 0,36 mm. Estas foram submetidas a uma carga oblíqua de 141 N. De acordo com os autores, a rosca em forma de V ou a rosca quadrada 0,36mm seriam ideais

para receber a força nestes implantes cônicos considerando as tensões na interface osso-implante.

Steigenga e Nociti (2004) estudaram a geometria das roscas para avaliar a qualidade e a porcentagem de osseointegração e a resistência de torque reverso em tibia de coelhos. Para este estudo foram utilizados setenta e dois coelhos, os quais receberam implantes de 3.25 x 7 mm de comprimento colocados na tibia de doze coelhos brancos Nova Zelândia. Cada tibia recebeu três implantes variando a forma da rosca: um em forma de V, um com contraforte reverso e um com rosca quadrada. Os coelhos foram sacrificados em doze semanas. Os implantes da tibia direita foram submetidos a análises histológica, histomorfométrica e radiográfica, enquanto que nos implantes da tibia esquerda foi usado o teste de torque reverso. Os resultados mostraram que no desenho com rosca quadrada houve um contato osso-implante significativamente maior comparado com o de rosca em V; em relação ao toque reverso ocorreu processo semelhante. Comparando a rosca em V com contraforte reverso não houve diferença nos achados radiográficos de densidade óssea. Os autores concluíram que a melhor indicação para sistemas de implantes intra-ósseos são os de desenho com rosca quadrada.

Geramy e Morgano (2004) desenvolveram três modelos de elementos finitos de coroas suportadas por: um implante de 3 *standard* e 3,75 mm de diâmetro; um implante de 5 mm de diâmetro e dois implantes de 3,75 mm de diâmetro. Cada modelo foi analisado sob aplicação de duas forças de 35 N e 70 N, em direção vertical e oblíqua em 15 graus no eixo vertical. Os autores concluíram que quando a coroa era

submetida a uma carga central, o modelo com dois implantes possuía menor deslocamento comparado com os modelos com implante único.

Chun et al. (2005) estudaram quatro tipos de *attachment*: Dalbo Stud®, Dalbo Stress Broken®, Dalro® e O-Ring para prótese tipo *overdenture*. O objetivo do estudo por análise de elementos finitos foi investigar o estresse causado no osso maxilar em próteses implanto muco-suportada com quatro tipos de *attachment* sob carga vertical e inclinada. Os resultados mostraram que o maior estresse causado no osso foi quando a *overdenture* utilizava o Dalro e o estresse mínimo ocorreu quando o Dalbo Stud® foi utilizado.

Kitamura et al. (2005) analisaram através de um estudo de análise por elementos finitos a reabsorção óssea em quatro modelos com duas profundidades de reabsorção (1 e 3 mm versus 2 e 6 mm) e defeitos horizontais e angulares. Forças axiais e vestibulo-linguais foram aplicadas separadamente no centro das superestruturas para calcular a tensão máxima equivalente. A tensão concentrou-se ao redor da cabeça do implante em todos os modelos. A tensão de distribuição no osso foi similar no modelo sem reabsorção e com reabsorção horizontal, mas diferente do modelo que apresentava defeito angular. Entretanto, a mudança nos valores de tensão no osso com diferentes profundidades de reabsorção foram diferentes para os dois tipos de reabsorção.

Akca e Cehreli (2006) exploraram a biomecânica da perda progressiva marginal de osso ao redor de implantes, por meio da análise de elementos finitos, em

um modelo 2D de um implante de 4,1 x 10 mm Straumann® (043.033S) e um pilar Straumann® (048.540). Desconsideraram-se as roscas do implante, e o implante e o pilar foram central e verticalmente posicionados a 10 mm, em um osso cortical trabecular. O modelo 2D foi convertido em 3D e a progressão da perda óssea ao redor do pescoço do implante foi simulada de forma circular e angular, num total de 2 mm. Foi aplicada uma carga estática de 100 N na superfície oclusal perpendicularmente e com seis graus de inclinação lateral na superfície do pilar. O programa MSC.Marc 2005 foi usado para processar as análises. Sob carga vertical, as tensões máxima e mínima diminuíram significativamente com o aumento da reabsorção óssea; sob carga oblíqua, as tensões máximas e mínimas diminuíram. Com a perda progressiva do osso, simulação de carga oblíqua, deslocamento e tração equivalente elástica, houve aumento considerável das tensões no osso trabecular na área do pescoço do implante. Os autores concluíram que a presença de osso cortical em contato com implante sob carga, mesmo em um osso com defeito, melhoraria a biomecânica do sistema em comparação com implantes com apenas osso trabecular.

Chung et al. (2006) avaliaram a osseointegração após carga funcional de implantes com diferentes características de superfície e geometria através de radiografia, análise periodontal e análise histomorfométrica. Foram usados quatro cachorros Beagle saudáveis, os implantes foram randomicamente instalados na região do primeiro, segundo e terceiro pré-molar. Os autores analisaram três grupos de implantes com diferentes características de geometria e superfície. O grupo controle recebeu implantes Branemark, o grupo 2 e o grupo 3 receberam implantes cuja geometria das roscas variava 0,5mm do grupo 1. No grupo 2 a superfície do implante era usinada e no grupo 3 os implantes eram oxidados termicamente a 800 graus por

duas horas em oxigênio puro. Os animais foram avaliados por radiografias e exame clínico periodontal num momento pós-carga aos 6 e 12 meses. Após os animais serem sacrificados foram feitas análises histomorfométricas. A análise radiográfica mostrou que houve um aumento significativo da média de reabsorção óssea da crista alveolar no grupo controle em relação ao grupo experimental. A porcentagem de contato osso-implante no grupo 3 foi significativamente maior do que nos grupos 1 e 2. Os autores sugeriram que, em geral, o tratamento de superfície e a geometria dos implantes afetaria a porcentagem de reabsorção da crista alveolar e a cicatrização ao redor dos implantes dentais.

Natali et al. (2006), através da análise de elemento finito, avaliaram a análise de frequência para detectar o grau da osseointegração de implantes. Em um modelo geométrico tridimensional de uma mandíbula humana foi inserido um implante de 4,1 x 10mm inserido na região de caninos e duas configurações protéticas foram analisadas: com ou sem cantilever. Foram realizadas simulações para avaliar diferentes graus de osseointegração, sendo obtida uma boa relação entre resposta-frequência e nível de osseointegração.

Natali, Pavan e Ruggero ^a (2006) investigaram a interação entre implantes dentais e tecido ósseo peri-implantar através de elementos finitos. Foram avaliados três tipos modelos de elementos finitos, variando a espessura da cortical óssea de 0,8 mm e 1,9 mm e o módulo de elasticidade do osso cortical e trabecular (0,3 GPa a 5 GPa). Uma força oclusal intrusiva de 200 N e transversal de 20 N foi aplicada sobre o *abutment* de cada modelo. Os autores afirmaram que, para que haja uma resposta biomecânica confiável do tecido ósseo interagindo com implante, seriam necessário

modelos numéricos precisos considerando a complexidade da geometria dos implantes rosqueados e a anatomia óssea dos tecidos peri-implantares.

Natali, Pavan e Ruggero ^b (2006) publicaram outro artigo com metodologia semelhante, sendo que neste estudo foi avaliada a tensão induzida no osso peri-implantar de próteses fixas múltiplas com desadaptação. Foi criado um modelo de elemento finito de uma porção da mandíbula com dois implantes conectados a uma barra de ouro, com base em dados de pacientes edêntulos. As desaptações foram de 0,05mm nas direções méso-distal, configurando um degrau positivo. Os autores relataram que uma possível desadaptação da barra da prótese deveria ser considerada para garantir a confiança do sistema.

Romeed et al. (2006) realizaram um estudo para comparar os resultados de análise por elementos finitos 2D e 3D da mecânica de um pré-molar restaurado com uma coroa total sob condições de carga oclusal axial e lateral de 50 N. Para o estudo foram confeccionados três modelos 2D e um modelo 3D. Os autores sugeriram que a utilização de análise por elementos finitos 2D em conjunto com o 3D ofereceria um melhor entendimento da biomecânica do complexo dental. O modelo 3D seria mais representativo geometricamente, porém esta representatividade não traria necessariamente mais informação.

Simsek et al. (2006) avaliaram através de análise de elemento finito 3D o efeito de três diferentes distâncias inter-implantar na distribuição da tensão ao redor de implantes intraósseos de titânio sob cargas vertical, oblíqua e horizontal. Estes implantes estavam localizados numa área posterior de uma mandíbula edêntula, cuja

reconstrução foi realizada a partir de uma série de imagens de tomografia computadorizada com secções axiais de 1,0 mm. Os dados foram trabalhados em dois programas I-DEAS Software Artisan Series 4.0® (I-DEAS, Structural Dynamics Research Corporation, Milford, OH, EUA) e MSC MENTAT Software® (MSC Corporation Santa Ana, CA, EUA) para obtenção do sólido final da mandíbula de 3,6 cm. As distâncias entre implantes analisadas foram 0,5, 1,0 e 2,0 cm. As cargas vertical, oblíqua e horizontal foram aplicadas para cada um desses desenhos. Os valores de tensão elástica foram maiores na região cervical vestibular do lado da carga quando as distâncias inter-implantar aumentaram sob cargas vertical e oblíqua. Com distância inter-implantar pequena ocorreram valores aumentados de tensão por compressão na superfície lingual da região cervical. Os autores concluíram que a distância inter-implantar ótima seria de 1,0 cm entre dois implantes.

Stegarioiu et al. (2006) compararam através da análise por elementos finitos a simulação de carregamento de um implante em modelos com ou sem osso trabecular. Em um modelo 3D obtido a partir de um macaco a cortical e o trabecular ósseo foram separados, criando-se um modelo com cortical e trabecular precisos e outro modelo com cortical e simplificação do trabecular. Forças de 25 N e 12,5 N foram aplicadas separadamente para cada modelo em cima do implante. Em contraste com modelo simplificado, houve um padrão de distribuição com altos níveis de tensão no modelo preciso, o que poderia explicar melhor a reabsorção óssea na interface osso-implante sob carga e as falhas de implantes.

Daas et al. (2007) avaliaram através de análise por elementos finitos a influência do mecanismo de retenção de próteses tipo *overdenture* durante simulação

de mastigação. Os autores utilizaram uma mandíbula edêntula e uma *overdenture* gerada a partir de tomografia computadorizada, sendo os modelos sólidos construídos com os programas Mimics 7.3® (Materialise, Leuven, Bélgica) e 3Matic 2® (Materialise, Leuven, Bélgica). Dois implantes MKIII® (Nobel Biocare) com pilares O-rings® e Dalbo Plus® (Cendres et Métaux) foram colocados na região de caninos. Três posições de mastigação de alimentos foram analisadas para os dois mecanismos de retenção (resiliente ou rígido). Na modelagem da mandíbula, foram determinados vetores de ação muscular para os músculos com inserção na mandíbula. Os resultados demonstraram que a conexão resiliente permitiu um aumento na força de mastigação através da superfície da prótese.

Huang et al. (2007) avaliaram a tensão de diferentes desenhos de implantes através da análise por elementos finitos. Para o estudo foram confeccionados seis desenhos de implantes: três paralelos (sem rosca, rosca triangular, rosca quadrada), dois escalonados (sem rosca, rosca triangular) e um com o corpo afilado com rosca quadrada. As roscas possuíam forma espiral. A partir de uma tomografia computadorizada foi construído o modelo tridimensional de uma mandíbula, com características anisotrópicas. Uma força de 100 N oblíqua foi aplicada num ângulo de 45 graus ao longo eixo do implante na cúspide vestibular. Comparando o implante cilíndrico com implantes com rosca (triangular ou quadrado), houve aumento no pico de tensão na crista alveolar. Nos implantes escalonados houve uma diminuição de tensões no osso na região cortical, mas ocorreu também um aumento de tensões na região trabecular. Ambos os implantes escalonados com roscas mostraram diminuição de tensão entre o osso próximo aos vales das roscas e dos degraus. O implante com o corpo afilado diminuiu a tensão em 32% na região cortical e 17% na região trabecular.

Os autores sugeriram que implantes com roscas podem não diminuir o pico de tensão na crista alveolar, porém ambos os implantes com rosca e o desenho escalonado permitiram a dissipação interfacial da tensão no osso. Além disso, o uso de um implante afilado poderia diminuir o pico de tensão tanto no osso cortical quanto no trabecular.

Tanino et al. (2007) estudaram o efeito de conexões rompedoras de tensão entre *overdenture* maxilar sem palato e implante. Os autores utilizaram análise por elementos finitos 3D, no qual reproduziram uma maxila humana com *overdenture* implanto-retida através do programa 3D CAD® (SolidWorks 2005, SolidWorks). Foram examinados dois modelos: o primeiro continha dois implantes da região de canino bilateral, e o segundo modelo, quatro implantes na região de canino e pré-molar bilateral. Os rompedores de tensão foram conectados aos implantes e à prótese ao redor de cada pilar. Uma carga axial de 100 N foi aplicada na superfície oclusal do primeiro molar esquerdo. Em cada modelo, a influência dos rompedores de tensão foram comparados substituindo-se o módulo de elasticidade e a espessura do material. Em todos os modelos, a tensão máxima na interface osso-implante foi localizada quando os implantes estavam na região de caninos. No momento em que se aumentava o módulo de elasticidade dos rompedores de força, a tensão aumentava na interface osso-implante e diminuía na superfície do osso cortical. Além disso, a tensão na interface osso-implante com o rompedor de força de espessura de 3 mm foi menor do que com 1 mm. Os autores concluíram que a tensão gerada na interface osso-implante poderia ser controlada alterando-se o módulo de elasticidade e a espessura dos rompedores de força.

Yang e Xiang (2007) analisaram a biomecânica de um implante composto por uma mistura de biocerâmica e biometal através de elemento finito 3D. Este implante foi inserido num modelo tridimensional composto por osso trabecular e cortical. Foi atribuído valor de 100% para a osseointegração, e uma carga de 100 N foi aplicada sobre o pilar. Os autores encontraram diferença na tensão entre este novo implante e os implantes convencionais, sendo que houve uma redução de tensão próximo à primeira rosca e melhor osseointegração.



Proposição

3 Proposição

O objetivo do presente trabalho foi comparar as distribuições de tensões de von Mises geradas por uma carga estática vertical aplicada em prótese do tipo *overdenture* retida por dois implantes cilíndricos ou cônicos, através de análise por elementos finitos com modelo tridimensional.



Metodologia

Este trabalho é caracterizado como um estudo descritivo comparativo. Foi utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF) com modelo tridimensional para analisar a distribuição de tensões em dois modelos de *overdenture* mandibular mucosuportada e implanto-retida por dois implantes quando da aplicação de uma força axial estática de 100N na região do primeiro molar direito. A variável independente do estudo foi: tipo de implante (cônico *versus* cilíndrico).

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS e registrada no SISNEP (ANEXOS A e B).

4 Metodologia

Para elaborar os modelos testados foram utilizados: um implante cônico 4,1 x 11,5 (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), um implante cilíndrico 4,1x11,5 (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), um sistema tipo Locator® de 4mm (3i, Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), uma mandíbula seca edentada, uma prótese total mandibular e uma placa resiliente de silicone de 3mm de espessura para simular a mucosa sobre o rebordo.

Antes da confecção da prótese total inferior, a mandíbula seca, pertencente ao acervo da disciplina de Radiologia da FO-PUCRS, foi reproduzida em gesso pedra e a mucosa sobre o rebordo residual foi simulada com o uso de uma placa resiliente de silicone de 3mm de espessura. Esta placa foi adaptada sobre o rebordo mandibular e recortada. Em seguida, uma prótese total convencional foi confeccionada de acordo com procedimentos laboratoriais de rotina.

Nas Figuras 1 a 8 estão dispostos os materiais utilizados na modelagem do estudo.



Figura 1 A. Modelo de gesso pedra e B. Mandíbula seca.



Figura 2 A . Modelo de gesso pedra, B. Prótese total em cera, C. Placa de silicone de 3 mm para simular a mucosa sobre o rebordo residual.



Figura 3 A. Prótese total inferior encerada sobre a placa de silicone (B) e modelo de gesso (C).

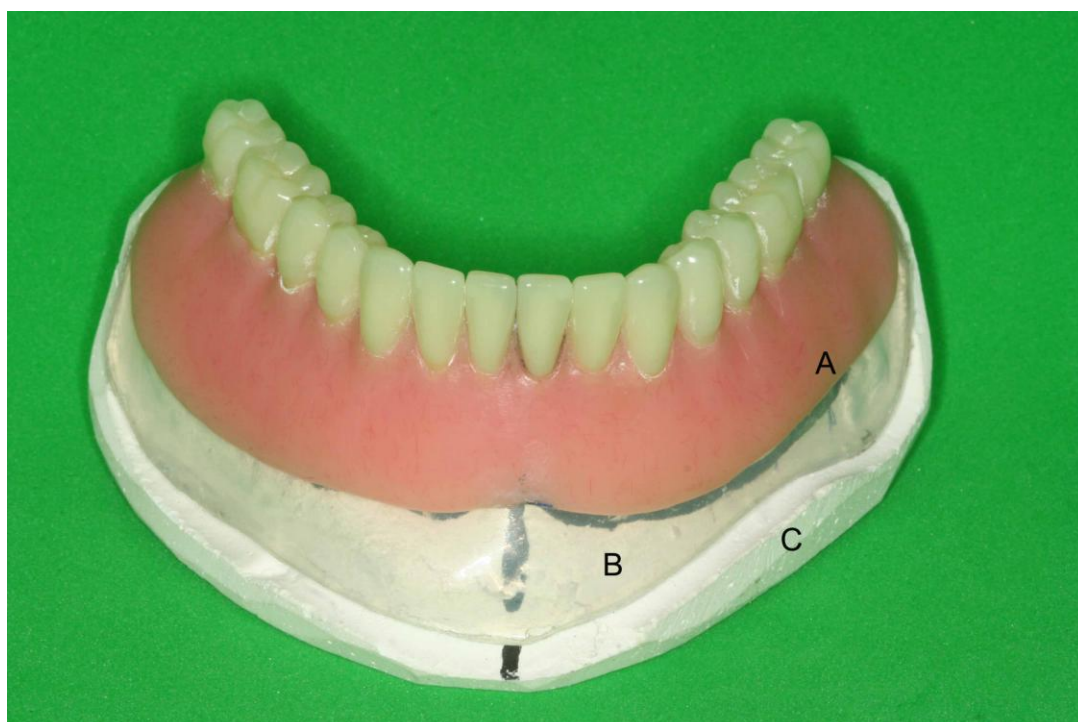


Figura 4 A. Prótese total polimerizada sobre a placa de silicone (B) e modelo de gesso (C).

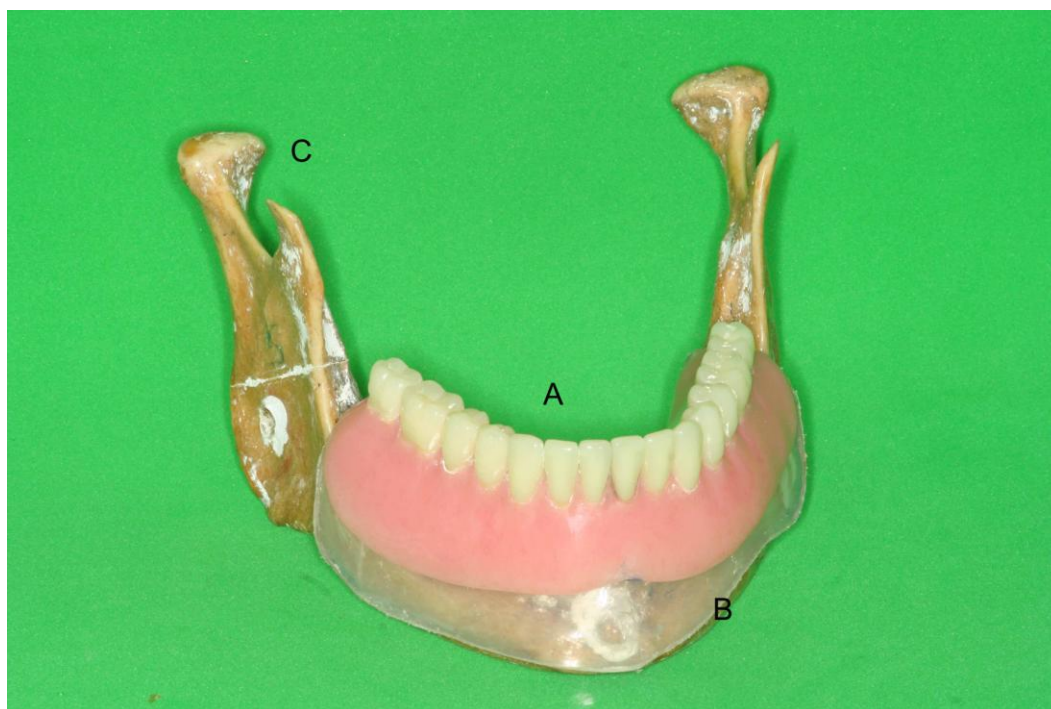


Figura 5 Prótese total inferior (A) sobre placa de silicone (B) e mandíbula seca (C).



Figura 6 A. Implante Cilíndrico A'. Implante cônico.

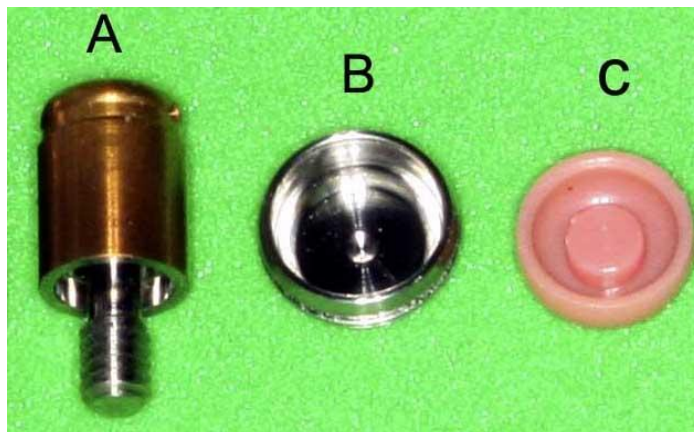


Figura 7. A. Pilar tipo Locator® de 4mm, B. Cápsula de retenção, C. Borracha de retenção.



Figura 8. Imagem do implante cônico (A') mostrando uma cônica de 5°.

4.1 Obtenção dos Modelos Geométricos Contínuos

4.1.1 Modelo da mandíbula

As tomografias fornecem informação sobre as características das secções transversais do objeto tomografado, entre elas sua forma e dimensão. O objetivo desta etapa é obter um modelo sólido tridimensional do osso trabecular em um sistema CAD (Computer-Aided Design) partindo de imagens tomográficas para posteriormente realizar a discretização em um software de análise por elementos finitos.

Foi obtida uma tomografia computadorizada da mandíbula seca com o aparelho Tomógrafo Helicoidal Hispeed CTI system GE série 6.4 (GE Healthcare, Waukesha, EUA). Foram realizados 70 cortes com 1mm de espessura no plano axial (Figura 9). As imagens das secções foram processadas utilizando os programas Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) para criação das imagens do trabecular da mandíbula (Figura 10) e do nervo dentário inferior (Figura 11), as quais foram trabalhadas no programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts , EUA) para suavização e geração de um modelo contínuo (engenharia preditiva).

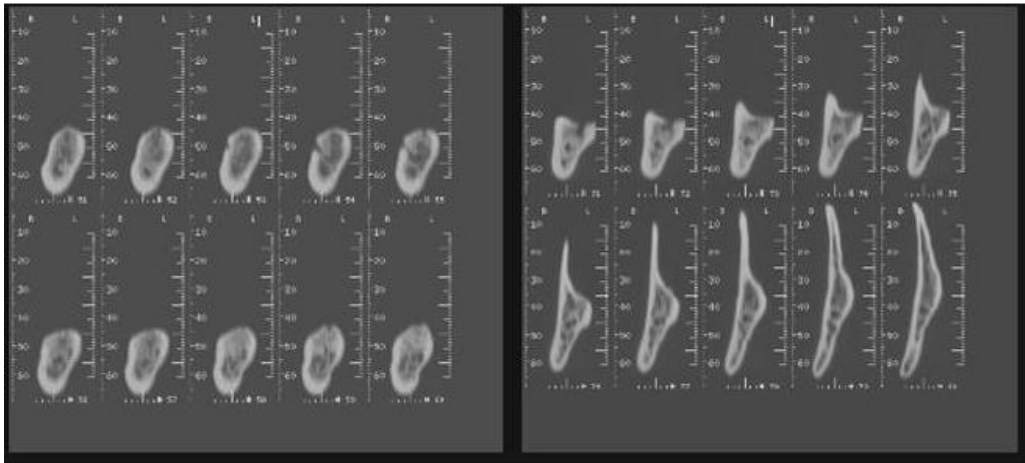


Figura 9. Cortes de tomográficos para criação do trabecular e dentário inferior

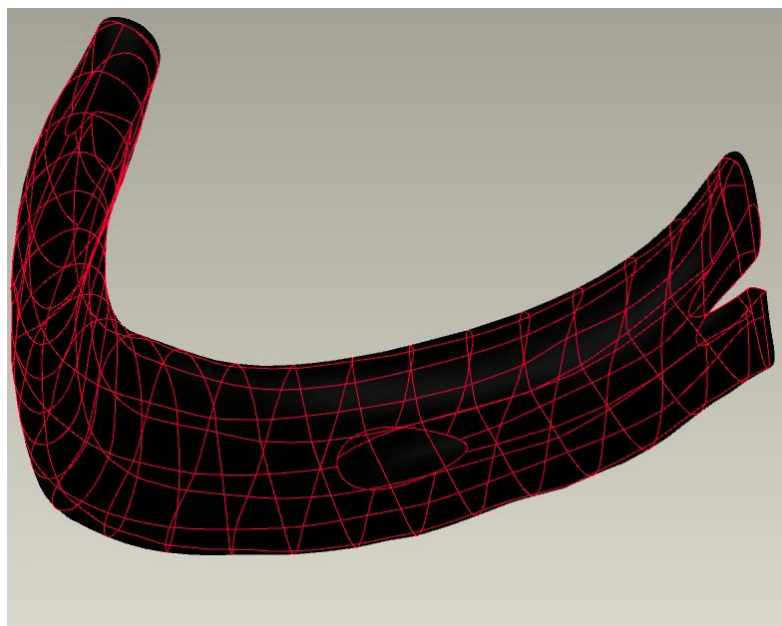


Figura 10. Osso Trabecular

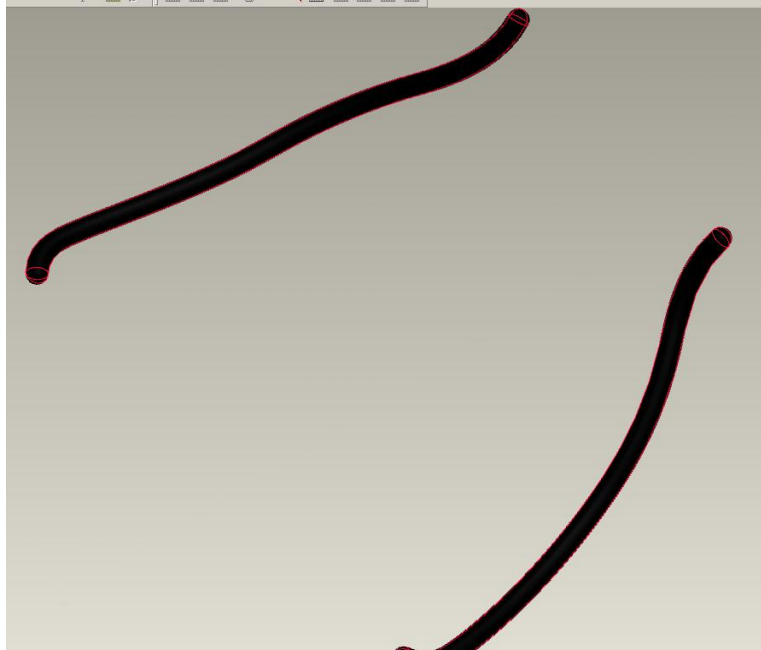


Figura 11. Nervo Dentário Inferior

A forma externa tridimensional da mandíbula (parte cortical) foi obtida através da digitalização a laser (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, RS, Brasil) (Figura 12) em três planos. Ela foi realizada através da aplicação de um spray de pó branco opaco no modelo; em seguida, o laser originou uma nuvem de pontos com 0,01mm entre cada ponto. Um arquivo com extensão “.txt ” foi gerado com as coordenadas x, y, z de cada ponto digitalizado.



Figura 12. Digitalizadozara Digimill 3D.

Este arquivo foi aberto no software Geomagic® 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, EUA), no qual as faces digitalizadas são utilizadas para montagem do modelo 3D (Figura 13). Uma limpeza inicial da imagem foi realizada para corrigir imperfeições. Após uma segunda e definitiva limpeza e um tratamento da nuvem dos pontos com ferramentas do programa (remoção de ilhas de sólidos), foi gerado um novo arquivo com a extensão “.stl ”. Neste momento, somente a forma externa da mandíbula estava disponível (Figura 14). Um arquivo com extensão “.iges” foi exportado para o programa Rhinoceros® versão 3.0, obtendo-se um modelo contínuo da estrutura.

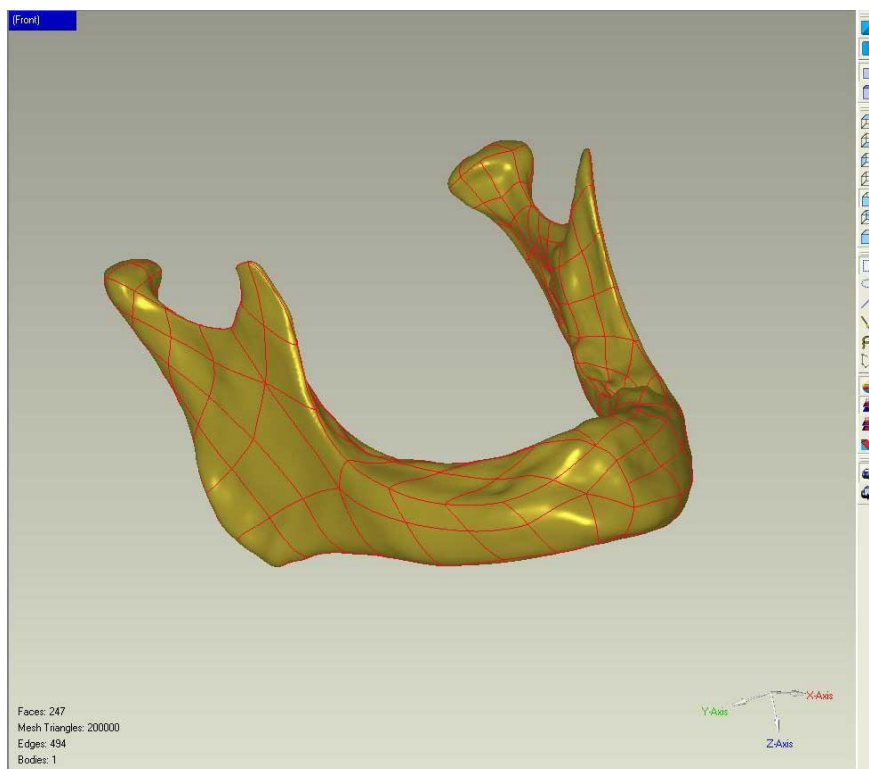


Figura 13. Mandíbula digitalizada sendo corrigida com o programa Geomagic® v. 7.0.

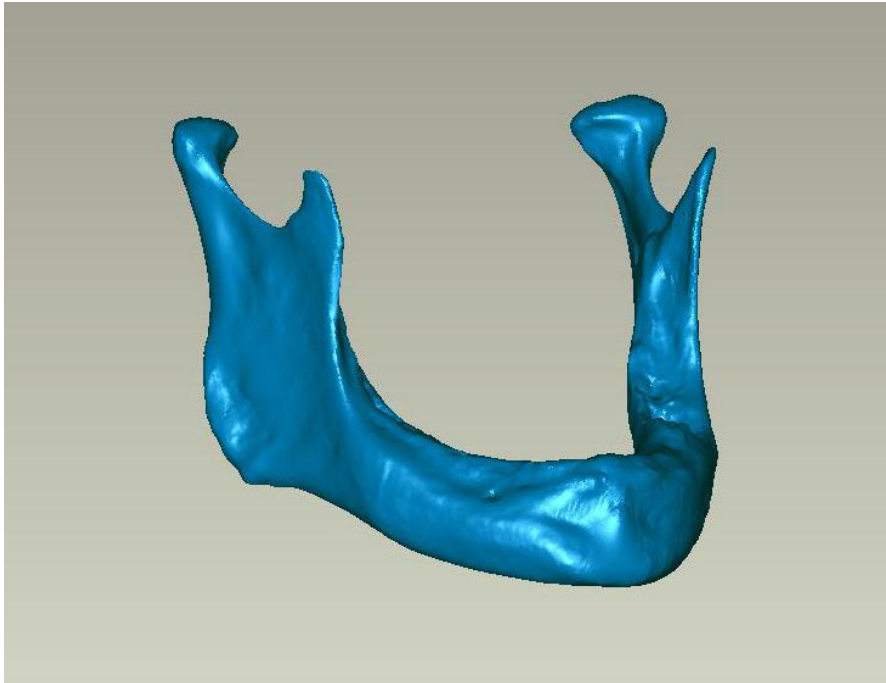


Figura 14 Mandíbula edêntula digitalizada.

4.1.2 Modelo dos implantes e componentes protéticos

A obtenção da forma tridimensional dos componentes protéticos (implantes e pilar) foi realizada através do programa Rhinoceros® versão 3.0. (Figura 15), com a utilização de paquímetro digital (Mitutoyo série 500, Mitutoyo Digmatic Caliber, São Paulo, SP, Brasil) e lupa 4x.

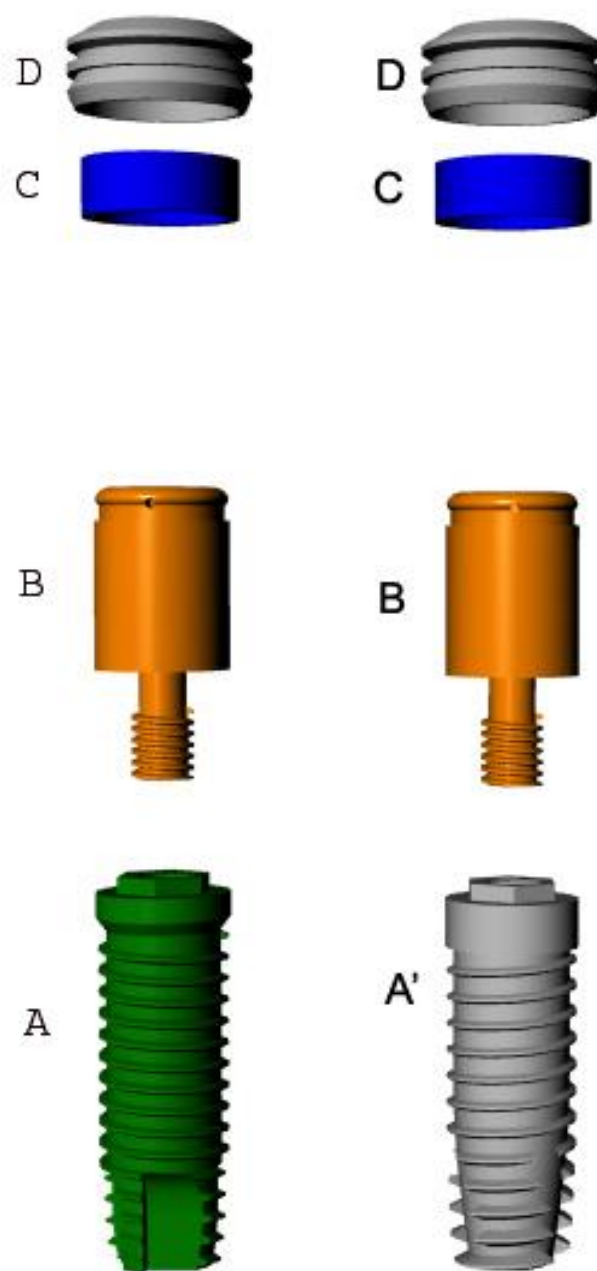


Figura 15 A. Implante Cilíndrico A'. Implante Cônico. B. Pilar Locator® C. Borracha de retenção D. Cápsula

4.1.3 Modelo da prótese total e placa resiliente

A forma externa tridimensional da prótese total e placa resiliente também foi obtida através da digitalização a laser (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, RS, Brasil) em três planos de acordo com os procedimentos descritos para a mandíbula (Figuras 16, 17 e 18).

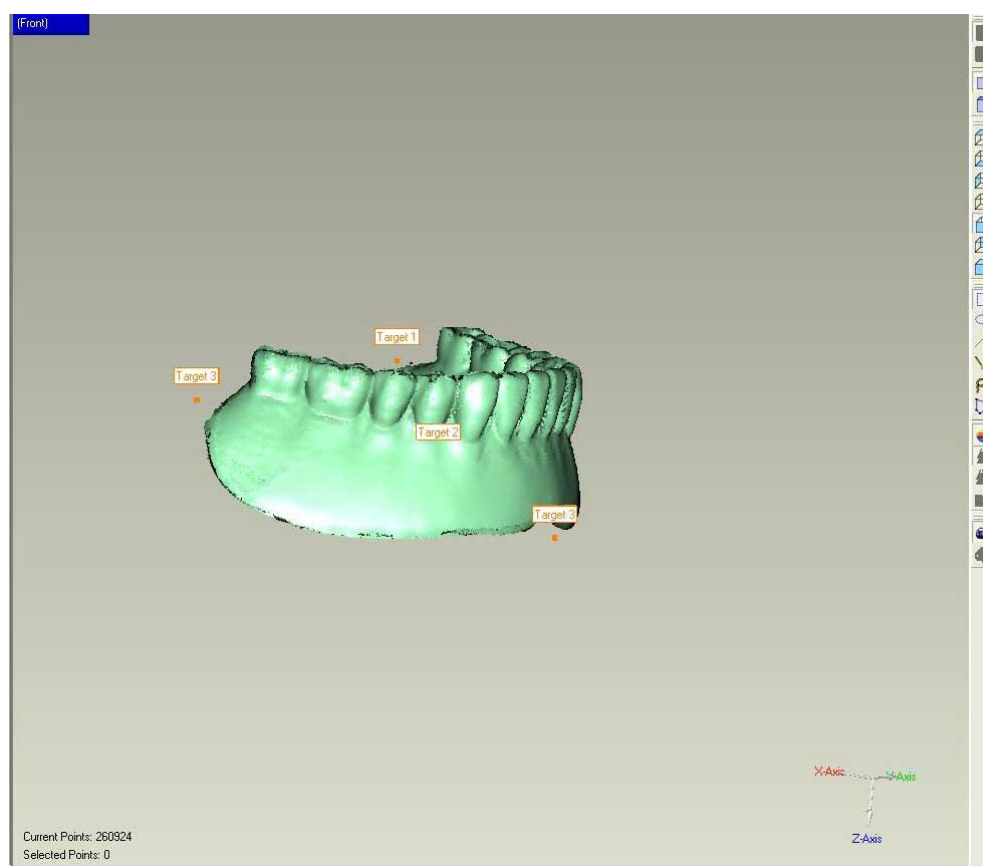


Figura 16. Prótese total inferior aberto com o software Geomagic®, fazendo uma limpeza da imagem.

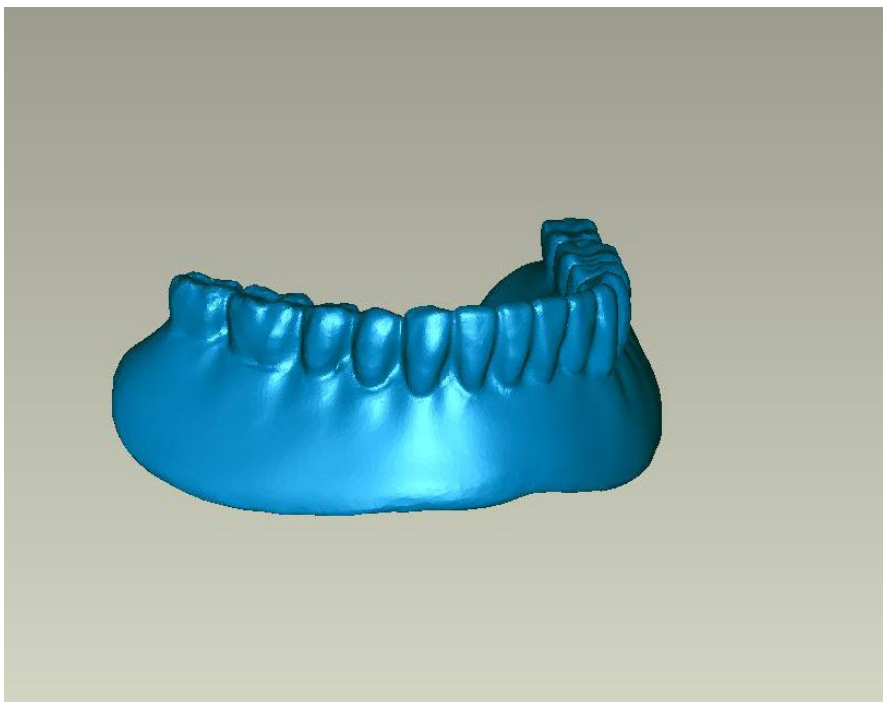


Figura 17. Prótese total inferior em formato .stl.

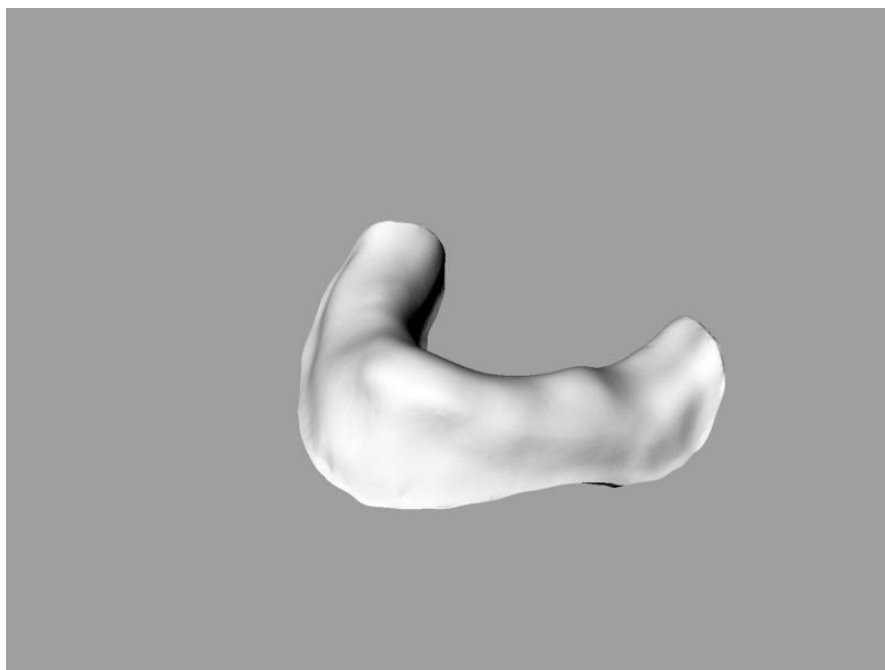


Figura 18. Placa de silicona de 3mm para simular a mucosa sobre o rebordo residual.

Os modelos geométricos dos implantes e intermediários foram montados sobre o modelo da mandíbula com a mucosa. Sobre os intermediários foi montada a prótese total, sendo estabelecido o contato entre os sólidos (Figuras 19, 20 e 21).

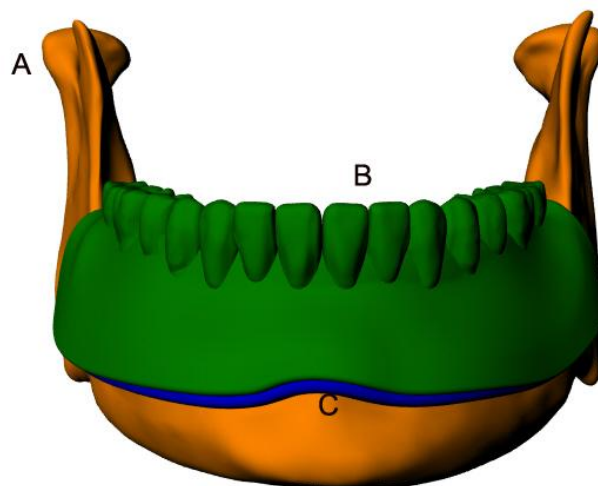


Figura 19. Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. B.

Prótese total inferior. C. Mucosa sobre o rebordo residual

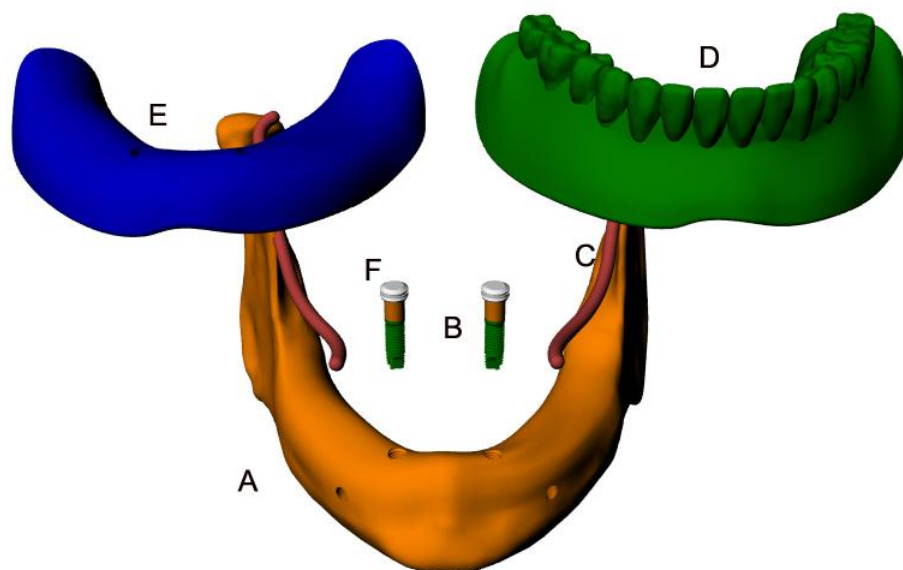


Figura 20. Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. **B.** Implante cilíndrico **C.** Dentário Inferior **D.** Prótese total. **E.** Mucosa do rebordo residual inferior. **F.** Pilar Locator®

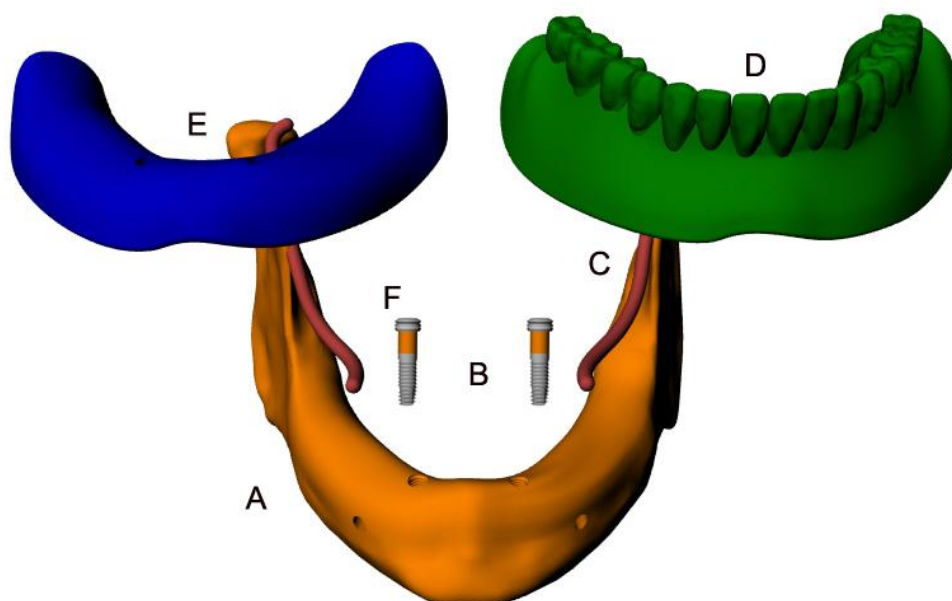


Figura 21 . Modelos geométricos contínuos. A. Mandíbula edentada. **B.** Implante Cônico . **C.** Dentário Inferior **D.** Prótese total **E.** Mucosa do rebordo residual inferior. **F.** Pilar Locator®.

4.2 Obtenção dos Modelos de Elementos Finitos

Os modelos discretizados por elementos finitos foram construídos importando os modelos geométricos contínuos para o programa ANSYS versão 10.0 (Ansys Inc., Houston, EUA) utilizando a extensão “.iges”. As propriedades mecânicas elásticas do osso, dos implantes e dos componentes protéticos foram obtidas da literatura (Quadro 1). Para finalidades de simplificação, os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Quadro 1. Propriedades mecânicas elásticas do osso e dos materiais utilizados.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0,30
Osso medular	1370	0,3
Mucosa	1	0,37
Dentário Inferior	0,1	0,3
<i>Overdenture</i>	4500	0,35
Implante (titânio)	135000	0,3
Parafuso	114000	0,3
Intermediário (titânio)	114000	0,3
PTPE (Politetra poliestireno) Borracha de retenção	19000	0,3

Fonte: Daas et al. (2007).

Em relação ao contato entre os componentes do modelo, adotou-se uma situação de aderência perfeita entre implantes e osso (CRUZ 2001; MELLAL et al., 2004; DAAS et al., 2007).

Para gerar as malhas dos modelos, foram utilizados elementos tetraédricos (com formulação parabólica e 10 nós), para a discretização da mandíbula, dos implantes e dos componentes protéticos. Os dados das malhas geradas para os dois modelos de *overdenture* estão dispostos na Tabelas 1 e 2.

Tabela 1. Dados das malhas geradas *overdenture* com implantes cilíndricos.

Modelo		Elementos
Overdenture sobre implantes cilíndricos	Implante cilíndrico direito	6851
	Implante cilíndrico esquerdo	6690
	Osso Cortical	12822
	Osso Trabecular	10719
	Dentário Inferior	3266
	Mucosa	2662
	Pilar Locator Direito	3378
	Pilar Locator Esquerdo	3200
	Cápsula Direita	789
	Cápsula Esquerda	789
	Overdenture	22898
	Bolo Alimentar	174

Tabela 2. Dados das malhas geradas overdenture com implantes cônicos.

Modelo		Elementos
Overdenture sobre implantes cônicos	Implante Cônico Direito	11006
	Implante Cônico Esquerdo	11066
	Ossos Cortical	48625
	Ossos Trabecular	7967
	Dentário Inferior	2179
	Mucosa	5469
	Pilar Locator Direito	5877
	Pilar Locator Esquerdo	5504
	Cápsula Direita	542
	Cápsula Esquerda	575
	Overdenture	35692
	Bolo Alimentar	426

4.2.1 Análise da Tensão

As simulações virtuais de aplicação de carga sobre os modelos de elementos finitos foram realizadas através do programa ANSYS versão 10.0 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Para o carregamento dos modelos, foi aplicada uma força axial vertical de 100N na região de primeiro molar inferior direito simulando uma carga mastigatória posterior (GOZDE et al. 2007). A força foi aplicada sobre uma simulação de bolo alimentar, o qual foi modelado como uma semi-esfera rígida em contato com a prótese na região de primeiro molar inferior direito (Figura 22), conforme Daas et al. (2007). Foram analisadas e comparadas as distribuições de tensão de von Mises induzidas pelas cargas aplicadas nas estruturas dos modelos em pontos pré-determinados. Os dados coletados foram analisados de forma descritiva comparativa utilizando-se a escala de cores representativas das tensões de von Mises.

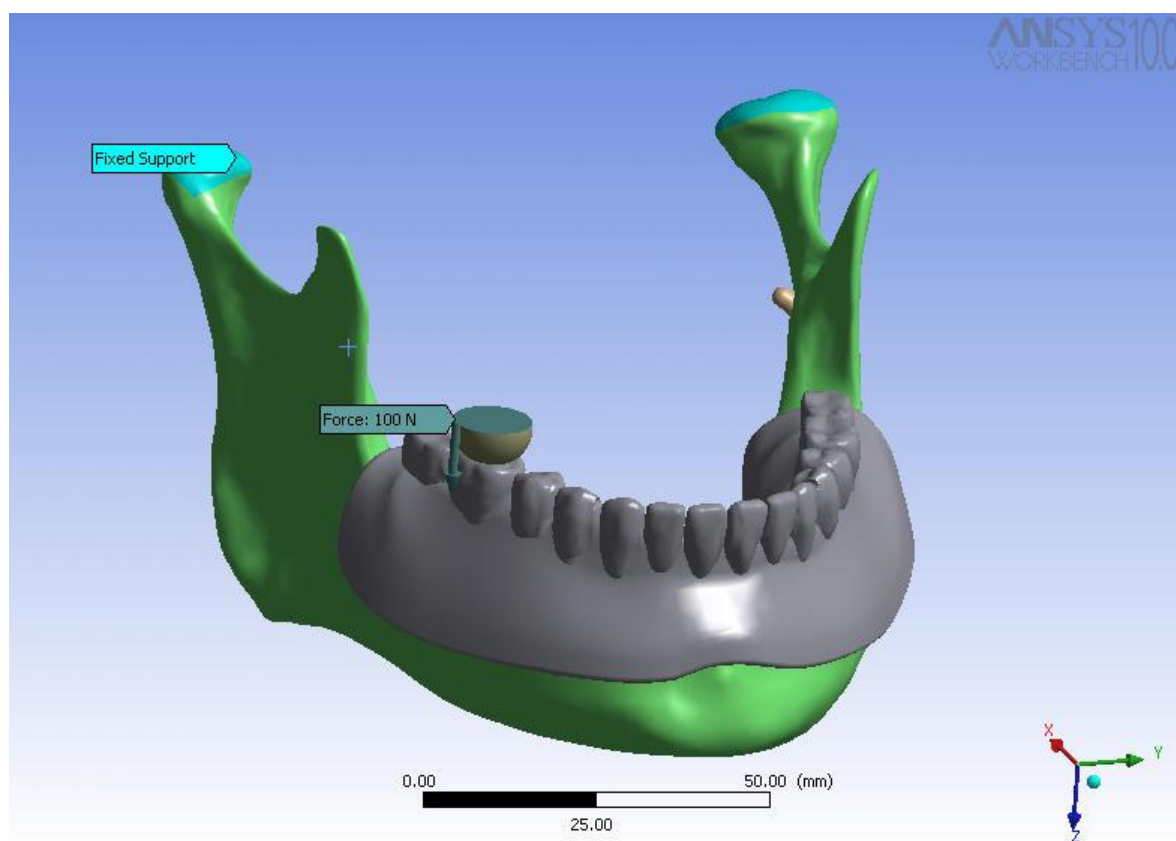


Figura 22. Imagem tridimensional do local de aplicação da carga (dente 46) e fixação da mandíbula.



Resultados

5 Resultados

Os resultados da distribuição de tensões de von Mises na prótese tipo *overdenture* retida por implantes cilíndricos e por implantes cônicos estão dispostos na Figuras 23. Em ambas as situações as tensões resultantes da aplicação de uma carga vertical estática de 100 N foram de pequena magnitude e concentraram-se na região de incisivos centrais. Na *overdenture* retida por implantes cilíndricos a área de maior tensão foi semelhante que a na prótese retida por implantes cônicos.

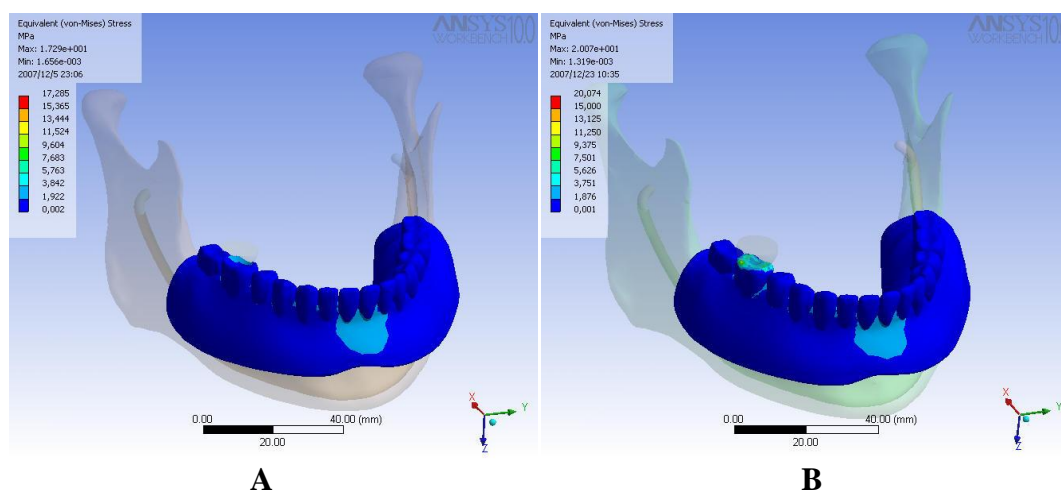


Figura 23. Distribuição das concentrações de tensões na *overdenture* com implantes cilíndricos (A) e com implantes cônicos (B).

Na Figura 24 estão dispostos os resultados da distribuição de tensões nos implantes cilíndricos e cônicos da região dos dentes 43 e 33. As tensões geradas foram semelhantes para ambos os tipos de implantes, estando concentradas nos terços

cervical e médio. Os implantes inseridos na região do dente 43, lado da aplicação da carga de 100 N, apresentaram maior área de tensões que os implantes contralaterais na região do dente 33, embora a magnitude das tensões tenha sido similar.

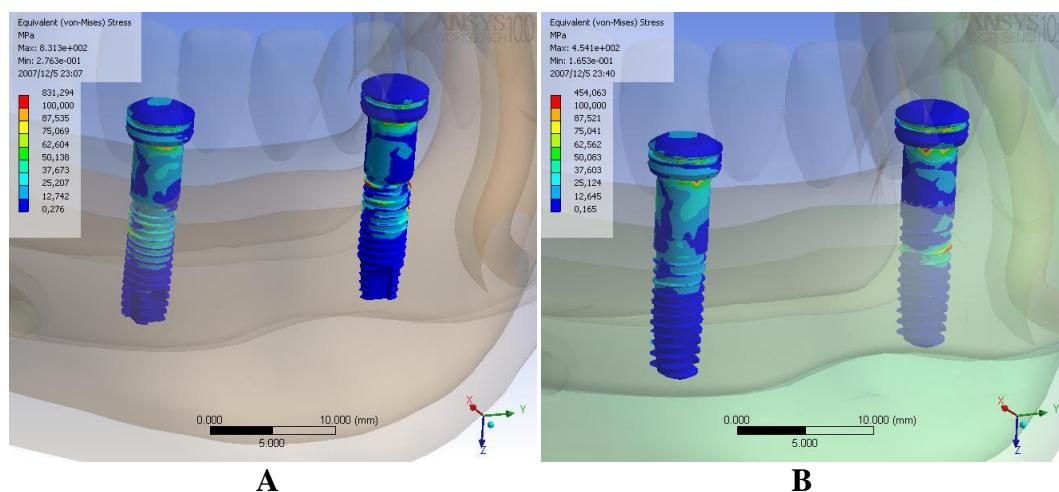
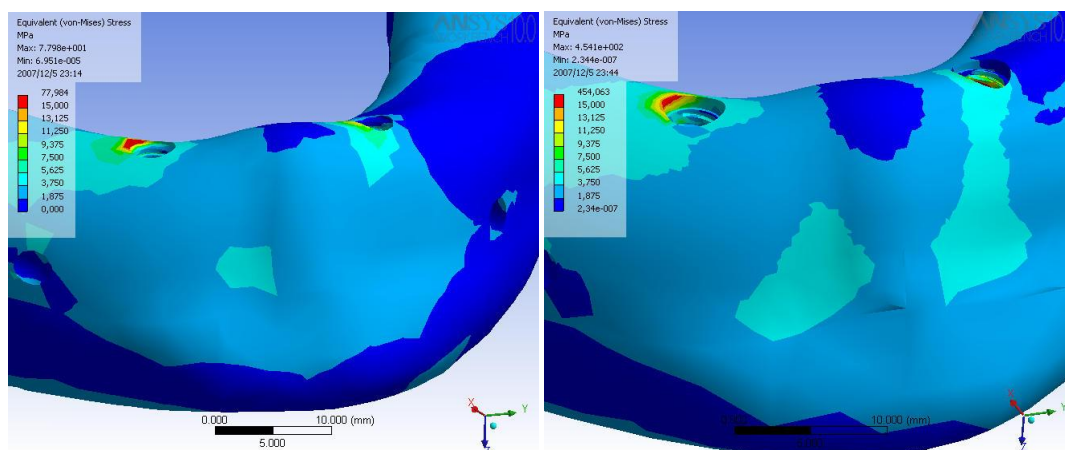


Figura 24 . Tensões nos implantes cilíndricos (A) e cônicos (B) das regiões dos dentes 43 e 33.

Em relação ao osso mandibular, parte externa anterior houve maior concentração de tensões na área distal do implante inserido no lado de aplicação da carga, tanto para a situação com implantes cilíndricos quanto para a com implantes cônicos (Figura 25). O implante cônico contralateral à carga, na região do dente 33, apresentou maior área de concentração de tensões com extensão para a borda inferior da mandíbula, em comparação com o implante cilíndrico.

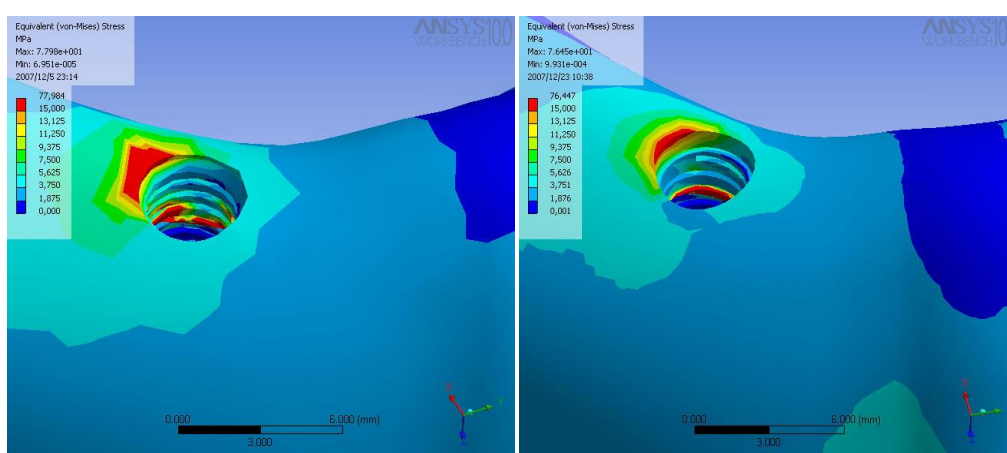


A

B

Figura 25. Tensões na região anterior do osso mandibular nas situações com implantes cilíndricos (A) e com implantes cônicos (B). Vista externa.

Na Figura 26, observa-se em vista superior e aproximada a distribuição de tensões no osso mandibular ao redor dos implantes cilíndrico e cônico na região do dente 43 (lado de aplicação da carga). A magnitude das tensões foram semelhantes para ambos os tipos de implante, mas a área de distribuição das maiores tensões foi maior com o implante cilíndrico.



A

B

Figura 26. Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 43 (lado da aplicação da carga vertical de 100 N). Vista superior externa.

Em um corte longitudinal do osso mandibular na região dos implantes inseridos no lado de aplicação da carga de 100 N (Figura 27), observou-se, que tanto para o implante cilíndrico quanto para o implante cônico, as maiores tensões concentraram-se no terço cervical, no osso cortical. O maior gradiente de tensão observa-se nos implante cilíndrico em relação ao implante cônico, em relação ao cone de tensão formado na parte cervical.

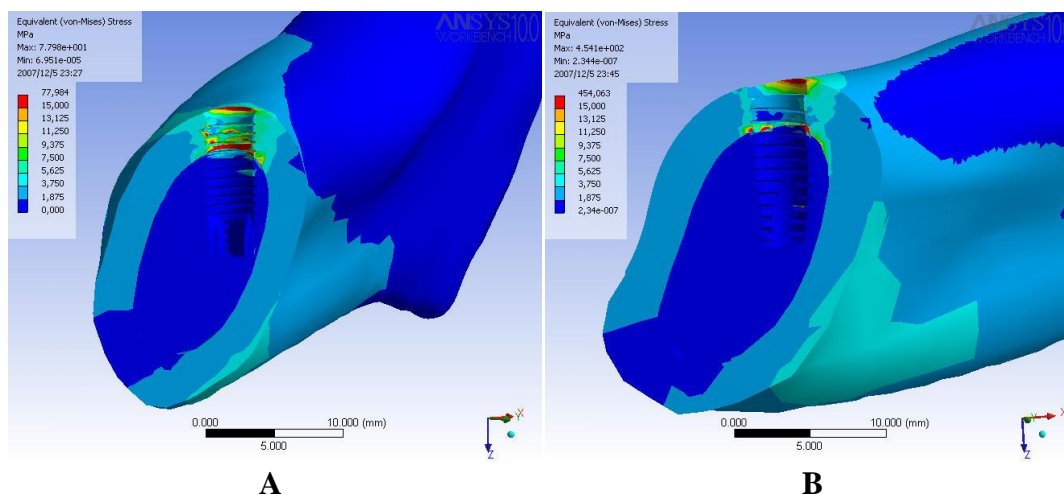


Figura 27 Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 43 (lado da aplicação da carga vertical de 100 N). Corte longitudinal.

Em um corte frontal dos implantes na região do dente 43, lado da aplicação da carga, observou-se um gradiente maior de tensão na parte distal do osso do implante cilíndrico em relação ao implante cônico (Figura 28).

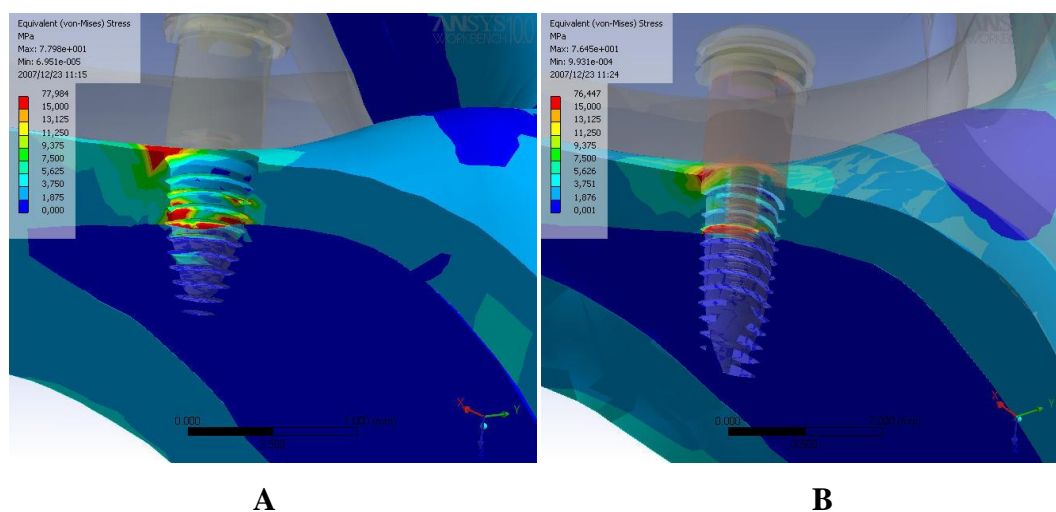


Figura 28. Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 43 (lado da aplicação da carga vertical de 100 N). Corte frontal.

Já em relação ao implante inserido na região do dente 33, lado contralateral à aplicação da carga, observou-se que as tensões na parte externa do osso mandibular foram maiores na face mesial do implante cilíndrico em relação ao implante cônico (Figura 29). Entretanto, em um corte sagital, a magnitude e distribuição de tensões no osso foram semelhantes ao redor dos dois tipos de implante (Figura 30).

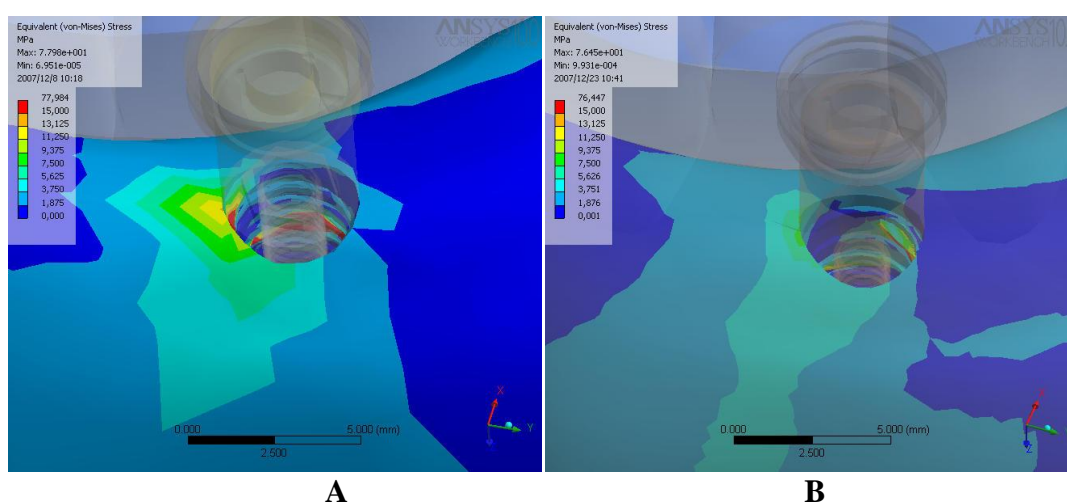


Figura 29 Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 33 (lado contralateral da aplicação da carga vertical de 100 N). Vista superior externa.

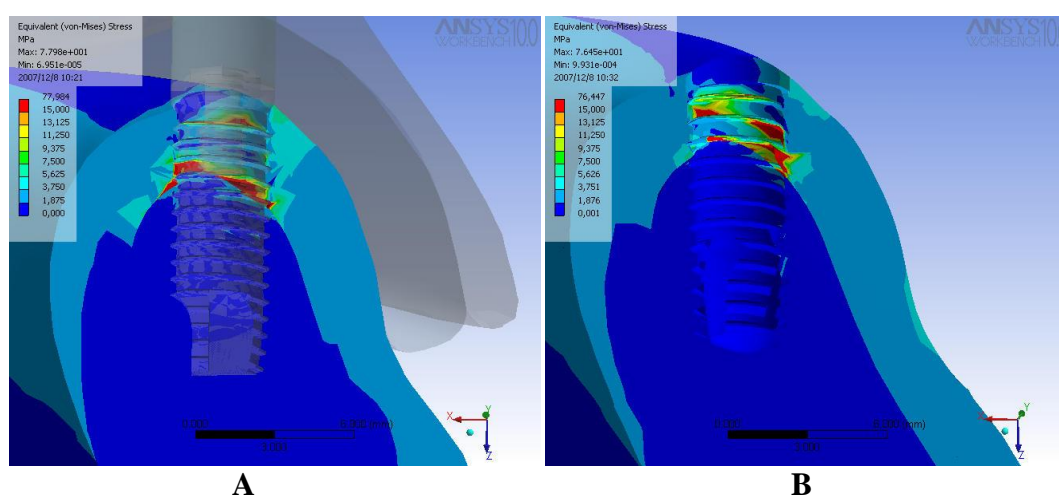


Figura 30. Tensões no osso do implante cilíndrico (A) e do implante cônico (B) da região do dente 33 (lado contralateral da aplicação da carga vertical de 100 N). Corte sagital.



Discussão

6 Discussão

As simulações funcionais de novos desenhos de implantes em diferentes tipos de prótese (parcial fixa, unitária, removível) podem contribuir para a resolução de problemas de biomecânica e de longevidade, bem como para auxiliar no desenvolvimento experimental de novos produtos. Por exemplo, a análise da distribuição de tensões em implantes com alterações geométricas pode ser realizada através da utilização do método por elementos finitos. Este método permite simular condições de carregamento em um sistema complexo com efeito em partes e componentes específicos, o que ainda é impossível de ser analisado em um estudo experimental. Desta forma, este trabalho comparou o efeito da forma geométrica de implantes (cilíndricos ou cônicos) na distribuição de tensões geradas por uma carga estática vertical aplicada em prótese do tipo *overdenture*.

Em geral, os resultados mostraram que os implantes cônicos promoveram redução da área de maiores tensões de von Mises no osso mandibular no lado de aplicação da carga. Os implantes cônicos parecem ter promovido distribuição mais uniforme de tensões no osso devido à convergência apical de suas paredes laterais, permitindo um maior volume ósseo na região apical. Clinicamente, observa-se que os implantes cônicos permitem uma inserção cirúrgica mais fácil e apresentam maior estabilidade primária que os implantes cilíndricos (SAKOH et al. 2006). Desta forma, além de vantagens clínicas operacionais, os implantes cônicos apresentariam aspectos biomecânicos mais favoráveis que os implantes cilíndricos nas situações simuladas neste estudo.

Em relação às tensões de von Mises no corpo do implante, houve concentração de tensões nos terços cervical e médio para os implantes cilíndrico e cônico. A distribuição e a magnitude de tensões foram similares em ambos os tipos de implante. Esses dados não corroboram os achados de Cruz (2001), o qual relatou que implantes cônicos, porém com maior convergência apical que os implantes usados no presente estudo, resultaram em tensões menores na região cervical do implante. Este fato pode ser explicado devido à semelhança de forma geométrica entre os implantes cônico e cilíndrico no presente trabalho, os quais basicamente apresentam diferença de convergência apenas na região apical.

A busca por uma geometria de implante que reduza as tensões na região cervical tem sido bastante estudada nesses últimos anos (TADA et al. 2003; HUANG et al. 2007) devido à sua possível associação com uma menor perda óssea marginal. Os resultados do presente estudo mostraram que, apesar de não haver dissipação da concentração da tensão na parte média e cervical do implante, houve diminuição na concentração de tensão na crista óssea do implante cônico (lado da aplicação da carga). Esses dados estão de acordo com o estudo de Huang et al. 2007, que também relataram diminuição de tensão na região cervical de implantes escalonado e afilado em relação ao cilíndrico.

Deve-se ressaltar que os resultados apresentados neste trabalho referem-se às tensões geradas pela aplicação de uma carga estática, axial, vertical de 100N na região do dente 46. Este protocolo foi utilizado em estudos anteriores de implantes e próteses sobre implantes com análise por elementos finitos (NATALI; PAVAN; RUGGERO,

2006; CELIK; ULUDAG, 2007; DAAS et al. 2007; TANINO et al., 2007), justificando-se a aplicação da carga no primeiro molar porque é a região de maior força exercida durante a mastigação. Outros estudos semelhantes utilizaram carga oblíqua (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1996; PAPAVASILIOU et al., 1997; HOLMES; LOFTUS, 1997; SCHEPERS et al., 1998; NATALI; PAVAN; RUGGERO, 2006; HUANG et al., 2007), o que talvez pudesse gerar resultados diferentes. Futuros estudos com os modelos testados devem analisar as tensões geradas por diferentes angulações de carga bem como o carregamento dinâmico para avaliar a fadiga do sistema.

O método por elementos finitos é muito utilizado no campo da engenharia, pois através de inúmeros cálculos determina-se a tensão distribuída nas peças em estudo (GENG; TAN; LIU, 2001). Os modelos do presente trabalho são complexos, constituindo-se de vários elementos com características diferentes. Torna-se necessário, portanto, a utilização de um método que permita avaliar a tensão distribuída em próteses do tipo *overdenture*, nas múltiplas interfaces osso/implante, prótese/mucosa, parafuso/pilar, parafuso/intermediário. Até o momento, não há na literatura trabalho com *overdenture* sobre implantes que tenha o mesmo detalhamento de implantes e componentes protéticos, de toda a mandíbula com o nervo dentário inferior (um elemento anatômico limitador da colocação de implantes), assim como da prótese *overdenture* completa, o que torna este estudo um trabalho inédito na área. Neste caso, o método por elementos finitos foi escolhido porque o método de extensometria só nos possibilitaria medir a tensão nos componentes protéticos e, de forma semelhante, a análise através de modelo fotoelástico nos permitiria calcular a tensão somente na interface osso/implante. Não há na literatura muitos estudos que

envolvem o método por elementos finitos em modelo tridimensional de prótese *overdenture*. Entretanto, é necessário que os resultados obtidos através do método por elementos finitos sejam validados por estudos experimentais ou clínicos.

Algumas limitações deste trabalho incluem as simplificações assumidas durante as fases de montagem dos modelos e análise, tais como o pressuposto de completa osseointegração dos implantes, perfeita adaptação entre as peças, a prótese e a mucosa, além da linearidade e homogeneidade dos materiais. Clinicamente, sabe-se que nos implantes endósseos existem diferentes graus de osseointegração, porém isto não interfere na tensão da crista óssea alveolar na análise por elemento finitos macroscopicamente (PAPAVASILIOU et al., 1997). A fixação da mandíbula também possui simplificações, sem considerar diferentes ações musculares; no entanto, como o interesse está no comportamento em torno da região dos implantes, a distribuição de tensões não é significativamente influenciada uma vez que as regiões de vinculação e aplicação de carga estão suficientemente afastadas (Princípio de Saint Venânt). Devido à necessidade de se calcular a tensão, foi também necessário omitir o coeficiente de atrito entre a prótese e a mucosa, e entre os componentes protéticos. No entanto, os resultados obtidos permitem a previsão geral do comportamento biomecânico dos modelos testados no protocolo de simulação do estudo. Além disso, a experiência de interdisciplinaridade com a área da engenharia proporcionou um conjunto de conhecimentos muito útil para possíveis trabalhos adicionais. Nesta mesma linha de pesquisa, futuros estudos devem ser desenvolvidos com a utilização de implantes de maior conicidade, a aplicação de cargas oblíquas e a simulação de osso com qualidade diferente através de modificações do módulo de elasticidade nos modelos.



Conclusão

7 Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, os resultados sugerem que os implantes cônicos promoveram redução da área de maiores tensões de von Mises no osso mandibular no lado da aplicação da carga vertical em comparação com os implantes cilíndricos. No lado contralateral à aplicação da carga as tensões de von Mises foram similares nos dois tipos de implante.



Referências Bibliográficas

8 Referências Bibliográficas

1. 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;29:250-356.
2. Akça K, Cehreli C M. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Bio Eng Comput* 2006;44:527-535.
3. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira E R, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003, 30:41-45.
4. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998, 13:539-545.
5. Begental T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:253-262.
6. Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:537-46.
7. Chen J, X Lu, Paydar N, Akay HU, Roberts WE. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Med Eng Phys* 1994;16: 53-61.
8. Chun H-J, Park D-N, Han C-H, Heo S-J, Heo M-S, Koak J-Y. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32:193-205.
9. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, Han CH, Rhyu IC, Lee SJ. Effect of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil* 2006; julho.
10. Cruz, MCA. Análise Tridimensional de tensões em torno do implante cuneiforme pelo método dos elementos finitos. [Dissertação Mestrado]. Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco. 2001.
11. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configuration. *Med Eng Phys* 2007; Article in Press, Corrected Proof.

12. Dinato JC, Polido WD. *Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese*. Porto Alegre: Artes Médicas. 2001.
13. Duyck J, Van Oosterwyck H, Sloten JV, Cooman MD, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Invest* 1999; 3:201-207.
14. Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Branemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by conical transmucosal and standard MK II implants. *Clin Implant Dent* 2002; 4:190-199.
15. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of the finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6):585-598.
16. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configuration in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 233-239.
17. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004; 92:434-439.
18. Gozde C, Uludang B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanism on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97:229-35.
19. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23:104-11.
20. Holmgren E, Seckinger JR, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998; 24:80-88.
21. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnet J, Jemt T, Jonhs RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herman I. Factors related to success and failure rates at 3-years follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:33-42.
22. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:551-62.
23. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32:279-286.

24. Kronstrom M, Widbom T, Lofquist LE, Henningson C, Widbom C, Lundberg T. Early functional loading of conical Branemark implants in the edentulous mandible: a 12-month follow-up clinical report. *J Prosthet Dent* 2003; 89:335-340.
25. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003; 90:539-546.
26. Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantol* 1994;20:315-21.
27. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38: 491-496.
28. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757-63.
29. Nagassao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Nakayjima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Cran Maxillofac Surg* 2002;30:170-177.
30. Nagassao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Nakayjima T. Finite element analysis of the stresses around fixture in various reconstructed mandibular models - Part II (effect of horizontal load). *J Cran Maxillofac Surg* 2003;31:168-175.
31. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:67-74.^a
32. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dental Mater* 2006; 22:388-395.^b
33. Natali AN, Pavan PG, Schileo E, Williams KR. A numerical approach to resonance frequency analysis for the investigation of oral implant osseointegration. *J Oral Rehabil* 2006;33:674-681
34. Papavasilou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-491.
35. Porter J A, Petropoulos V C, Brunski J B. Comparison of Load Distribution for Implant Overdenture Attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:651-662.

36. Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants: A comparison of 2 years results between delayed and immediate loading. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 495-501.
37. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of restored tooth. *J Oral Rehabil* 2006;33:209-215.
38. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant an hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006 21 4:560-6.
39. Schepers, E, et al. "Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1999; 25:847-58.
40. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-40.
41. Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Med Eng Phys* 2006; 28:199-213.
42. Stegaroiu R, Watanabe N, Tanaka M, Ejiri S, Nomura S, Miyakawa Osamu. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure. *Int J Prosthodont* 2006; 19:40-42.
43. Steigenga, Jennifer. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004; 75:33-41.
44. Tada, Shinichiro. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-68.
45. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:193-198.
46. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, Lithner B, McKenna S, McNamara DC, Naert I, Taylor R. Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:537-46.
47. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1995;10:51-57.

48. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech* 2007;40:2377-2385.
49. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical consideration for fixed and removable implant prostheses in edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2002;15:65-72.



Anexos

ANEXOS

ANEXO A – Carta da Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 03 de setembro de 2007

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0032/07
Intitulado: Distribuição de tensões em overdentures suportadas por implantes cônicos e cilíndricos: análise por elemento finito tridimensional
Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai
Pesquisadores Associados: Evandro Afonso Sartori
Nível: Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 13 de julho de 2007.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

ANEXO B – Registro do projeto de pesquisa no SISNEP

Andamento do projeto - CAAE - 0341.0.002.000-07				
Título do Projeto de Pesquisa				
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM OVERDENTURES SUPORTADAS POR IMPLANTES CÔNICOS E CILÍNDRICOS: ANÁLISE POR ELEMENTO FINITO TRIDIMENSIONAL				
Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Recebido no CEP	11/10/2007 09:07:10			
Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	11/10/2007 09:07:10	Folha de Rosto	0341.0.002.000-07	CEP
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	02/10/2007 18:04:24	Folha de Rosto	FR159644	Pesquisador

[Voltar](#)