

# Influência da geometria da prótese na distribuição de tensões em implantes dentários cônicos

Roberto Brunow Lehmann\*

Carlos Nelson Elias\*\*

Jayme Pereira Gouvêa\*\*\*

## *Influence of Prosthesis Design on Conic Dental Implant Stress*

### Resumo:

Nos últimos anos, o método de elementos finitos tem sido largamente utilizado para a predição dos efeitos das tensões em um sistema de implante e no osso da mandíbula ou maxila. Diversos modelos têm sido elaborados para analisar o comportamento dos sistemas de implantes e do osso, porém os modelos apresentam-se sempre com excesso de simplificações podendo comprometer os resultados. Com o aperfeiçoamento dos computadores, os modelos têm conseguido considerar fatores antes desprezados, como o osso neoformado existente na interface implante/osso e as próteses. O objetivo deste trabalho é de simular implantes dentários cônicos, utilizando a técnica de elementos finitos, em modelo tridimensional, levando-se em conta a camada de osso que se forma na interface entre implante e osso, além de comparar os resultados obtidos para cada um dos tipos de próteses da mandíbula. Os implantes foram modelados a partir de um sistema comercial. As próteses foram fielmente modeladas através da utilização de um scanner tridimensional e a mandíbula, de forma simplificada, a partir de dados obtidos da literatura. As informações dos carregamentos adotados foram obtidas da literatura e a restrição de movimento foi na camada externa do osso cortical. Os resultados obtidos sugerem que o paciente que fizer uma reabilitação unitária, terá uma maior possibilidade de problemas relacionados a osseointegração na região do segundo pré-molar. Com relação aos componentes protéticos, dificilmente haveria riscos de falha devido a deformação plástica.

### Abstract:

In the last years, the method of finite elements has been used broadly for the prediction of the effects of the stress in dental implant systems and in the bone of the mandible or maxilla. Several models have been elaborated to analyze the behavior of implants systems and of the bone, however the models always come with excess of simplifications could commit the results. With the improvement of the computers, the models have been getting to consider factors before despised, as the neoformed bone existent in the interface implant/bone and the prostheses. The objective of this work is simulate conical dental implants, using the technique of finite elements, in three-dimensional model, being taken into account the bone layer formed in the interface between implants and bone, besides comparing the results obtained for each one of the prostheses types of the mandible. The implants were modeled starting from a commercial system. The prostheses were

modeled through the use of a three-dimensional scanner and the mandible, in a simplified way, starting from obtained data of the literature. The loads were obtained of the literature and the restriction of movement was applied in external layer of the cortical bone. The results suggest that the patient that does a unitary rehabilitation will have a larger possibility of problems with osseointegration, to second pre-molar rehabilitation. In the prosthetic components, difficultly there would be flaw risks due deformation.

### Palavras-chave

Elementos finitos, implantes dentários, reabilitação unitária, modelo tridimensional

### Keywords

Finite element, dental implants, unitary rehabilitation, three-dimensional model

### Introdução

As próteses implanto-suportadas são consideradas como uma boa alternativa na reposição de dentes naturais, porém sua confecção e aplicação são bastante complexas. A geometria da prótese (Akpınar et al, 1996), dimensões (Geng et al, 2001; Iplikçioğlu e Alça, 2002), número (Iplikçioğlu e Alça, 2002) e disposições de implantes, densidade óssea (Geng et al, 2001; Meyer et al, 2001), interface osso-implante (Geng et al, 2001), materiais das próteses (Geng et al, 2001), além da identificação e análise dos esforços resultantes na mastigação, são alguns dos fatores que podem influenciar os resultados e, conseqüentemente, na análise do comportamento.

A literatura tem apresentado diversos casos clínicos e de simulação onde são relatados que a maior concentração de tensões no osso, localiza-se na região marginal ao implante (Iplikçioğlu e Alça, 2002; Tada et al, 2003). Muitas hipóteses foram criadas para explicar o comportamento mecânico do sistema de próteses, contudo, em nenhum dos estudos computacionais abordados, foram levadas em consideração a camada de osso que se forma ao redor do implante (osseointegração) ou o modelamento fiel das próteses nos modelos matemáticos. No presente trabalho, procurou-se levar em consideração esta camada de osso intermediário (osso neoformado) e além de um modelamento fiel (tridimensional) das diversas próteses da mandíbula.

\*Mestre e Doutorando pelo Programa de Pós-Graduação da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda/Universidade Federal Fluminense, \*\*Departamento de Engenharia de Materiais, Instituto Militar de Engenharia, \*\*\*Doutor, Professor do Programa de Pós-Graduação da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda / Universidade Federal Fluminense, E-mail: rbrunow@pop.com.br

Em trabalho recente (Tada et al, 2003), concluíram que a qualidade do osso trabecular influencia na determinação das tensões presentes no osso cortical, além disto observou que os implantes cilíndricos com rosca são mais adequados que implantes sem rosca. No presente trabalho, procurou-se estudar implantes comerciais da forma cônica com rosca com suas respectivas próteses. Todos os valores utilizados das dimensões dos implantes e componentes protéticos foram fornecidos pela empresa Conexão Sistemas que fabrica os implantes, buscando deste modo obter dados realísticos.

A análise dos esforços transmitidos na interface osso-implante é essencial para a precisão do sucesso dos implantes. A sobrecarga pode causar a reabsorção óssea ou mesmo a falha do implante (Stanford e Brand; 1999). Por outro lado, uma carga de baixa intensidade pode causar atrofiamento e subsequente perda óssea. As tensões do osso são localizadas na região marginal ao implante, sendo considerada uma região crítica.

Muitos estudos têm sido desenvolvidos para entender melhor as tensões existentes em um processo de oclusão dentária. Dentre estes estudos, temos casos experimentais 'in vitro', medições com strain-gauge, medições utilizando fotoelasticidade e análises utilizando a técnica de elementos finitos. Estudos comparativos têm revelado contradições entre dados obtidos em ensaios utilizando fotoelasticidade e análises utilizando strain-gauge (Brosh et al, 1998). A literatura aponta uma maior concordância na comparação de resultados entre as análises utilizando strain-gauge e modelos matemáticos utilizando a técnica de elementos finitos (Baiaomonte et al, 1996). Rubo e Souza, 2001 concluíram que nenhuma das formas possui total preponderância sobre outra, sendo que as análises se complementam dando maior precisão e confiabilidade aos resultados.

No presente trabalho são apresentadas considerações antes desprezadas, como a geometria tridimensional da prótese e a consideração do osso neoformado, os quais influenciam na distribuição de tensões em implantes e, conseqüentemente, no osso. Fez-se a análise por elementos finitos de diferentes próteses dentárias implanto-suportadas onde o modelo adotado foi elaborado tridimensionalmente por ser considerado mais adequado quando comparado ao modelo bidimensional (Vieira, 2002). Os modelos apresentam implante de geometria cônica, o parafuso de fixação do abutment com hexágono interno e as próteses. As próteses modeladas são referentes à da mandíbula. Fez-se a análise das tensões nos diversos componentes dos sistemas de implante comerciais, bem como na prótese e no osso cortical, trabecular e o neoformado.

## Materiais e métodos

Para a realização das simulações empregou-se um micro computador com Processador Pentium 4 de 1.6 GHz; Memória RAM DDR266MHz de 1 GB e Disco Rígido de 40,0 GB de 7200rpm. Os implantes e seus componentes foram modelados em computador usando o programa CAD e exportado para o programa ANSYS, versão 5.7. O motivo de modelar em CAD se justifica em função da complexidade e detalhamento das peças (Lehmann et al, 2002). As dimensões utilizadas para os implantes e componentes protéticos foram de um sistema comercial da empresa Conexão Sistema e Próteses (São Paulo). Os implantes analisados foram os com diâmetro de 4,3mm e comprimento de 13 mm. Entre os componentes do sistema de implante analisados, destaca-se o parafuso de fixação do abutment do tipo hexágono interno, o qual tem apresentado bons resultados clínicos.

O osso cortical e trabecular foram modelados no próprio programa ANSYS considerando as dimensões simplificadas apresentadas na literatura

(Tada et al, 2003), a saber, um bloco com 1.3mm de espessura de osso cortical, 23.4mm de altura, 25.6 de comprimento mesial-distal e 9mm de largura bucolingual. Para modelar o osso neoformado, adotou-se 0,3mm de espessura do osso, conforme relatos clínicos.

Para as próteses, foi necessária a utilização de um scanner tridimensional. O equipamento utilizado foi pórtico, modelo G-90C, equipada com software de medição geométrica metrolog II. Com este equipamento e software, foi possível colher uma "nuvem de pontos" para posterior definição de linhas, áreas e volume no software Ansys. O scanner apresenta-se com a capacidade de varredura de 1500mm para o eixo x, 1000mm para o eixo y e 800mm para o eixo z. O equipamento apresentava-se ainda com 3,5µm de incerteza, cabeçote PH10M, Apalpador Eletrônico TP200, ponta de comprimento 20mm e diâmetro de 3mm, velocidade de movimentação entre 200 e 500mm/s.

Pequenas simplificações na geometria foram adotadas objetivando reduzir o número de elementos do modelo. Cada componente foi modelado separadamente para permitir a visualização individual dos componentes e verificar os níveis de tensões com base nas diferentes escalas de cores fornecidas pelo programa.

Foram adotadas algumas hipóteses simplificadoras. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Outra simplificação do modelo foi a de considerar uma perfeita osseointegração do implante. Na realidade, a osseointegração ocorre em 80% da superfície do implante.

Os implantes utilizados foram o modelo Master Conect. Estes implantes são confeccionados em titânio grau ASTM 4. As propriedades do osso cortical e trabecular foram definidas conforme a literatura (Tada et al, 2003), cujas propriedades mecânicas são mostradas na tabela 1. Para definir a propriedade mecânica do osso neoformado, adotou-se um valor intermediário entre o módulo de elasticidade do osso cortical e do osso trabecular. Com relação a prótese, foi definida a utilização de resina compósita devido a sua larga utilização.

O elemento finito utilizado foi o SOLID 92. Este elemento permite a análise de uma geometria tridimensional. Possui três graus de liberdade por nó: translação nas direções x, y e z (Ansys Element Reference). Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radial, axial e tangencial, respectivamente. Outra vantagem do elemento SOLID 92 é a de tolerar formas irregulares sem perda de precisão.

Para a geração da malha, os elementos foram definidos com pequenas dimensões com valor do fator de crescimento do elemento inferior a dois. Cada modelo gerado apresentou aproximadamente 70.000 elementos, com nove volumes independentes, a saber: osso cortical, osso trabecular, osso neoformado, implante, abutment, parafuso de fixação do abutment, coping, parafuso de fixação do coping e prótese.

A literatura apresenta grandes faixas de valores experimentais medidos com emprego de strain-gauges (Iplikcioglu e Alça, 2002). Sabe-se também que a força de mordida do paciente aumenta com o tempo de adaptação da prótese. Haraldson e Carlsson, 1997 mediram um valor máximo de 144,4N de força de mordida para pacientes que haviam sido tratados com implantes a mais de 3,5 anos. A maioria dos trabalhos apresentados na literatura utiliza carregamentos de 100N axialmente (Tada et al, 2003) e 50N bucolingualmente (Tada et al, 2003), os quais foram os valores de força utilizados neste trabalho. A força axial foi aplicada na superfície da prótese que apresenta mesa oclusal (pré-molares e molares). A força bucolingual foi aplicada nas próteses sem mesa oclusal (incisivo central, incisivo lateral e canino). A definição do local onde a força foi aplicada

Tabela 1 – Propriedades Mecânicas dos materiais utilizados

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (E) GPa	COEFICIENTE DE POISON
Titânio Comercialmente puro	110,00	0,33
Osso Cortical	15,00	0,30
Osso Trabecular	1,50	0,30
Osso Neoformado	8,25	0,30
Resina Compósita	7,00	0,20

Tabela 2 – Tensões equivalentes de von Mises (MPa)

	Incisivo Central	Incisivo Lateral	Canino	Primeiro Pré-Molar	Segundo Pré-Molar	Primeiro Molar	Segundo Molar
<b>Prótese</b>	2,994	11,618	7,740	15,867	16,881	31,488	35,161
<b>Parafuso do Copping</b>	1,858	26,500	19,201	25,956	53,752	32,363	31,584
<b>Copping</b>	18,233	10,770	25,655	37,276	44,950	35,563	44,913
<b>Abutment</b>	25,427	35,281	37,608	51,951	60,330	30,739	51,324
<b>Parafuso do Abutment</b>	14,032	33,399	18,468	28,958	33,806	21,397	29,069
<b>Implante</b>	36,617	50,005	48,725	70,930	85,922	37,751	65,183
<b>Osso Neoformado</b>	27,360	33,434	34,667	44,954	53,660	20,469	35,789
<b>Osso Cortical</b>	9,554	11,775	13,288	17,218	20,375	7,010	12,639
<b>Osso Trabecular</b>	1,407	1,781	1,914	2,946	3,342	1,439	1,982

está relacionada com a oclusão cêntrica tida como ideal para o paciente. As restrições de movimento foram aplicadas nas áreas distais, em todas as direções.

A partir das definições, foi possível utilizar o programa para calcular as tensões de von Mises nos ossos, próteses e nos componentes dos sistemas de implantes comerciais utilizados.

### Resultados

Para análise em todas as simulações, foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Os valores de tensões obtidos são mostrados na tabela 2. Foram analisadas as tensões transmitidas para o osso, assim como, as tensões nas próteses, nos implantes e nos seus componentes (abutment, coping e parafusos de fixação).

Com relação aos resultados obtidos, foi possível observar que entre os casos analisados, os maiores níveis de tensões são observados quando a prótese utilizada é no segundo pré-molar.

### Discussão

**Osso Cortical.** Os resultados encontrados para todas as simulações indicaram que o ponto com maior concentração de tensões é na região marginal ao implante (pescoço). Os valores dos níveis de tensões transmi-

tidas para o osso variaram conforme a geometria da prótese e implante.

As tensões do osso cortical foram menores quando o implante cônico foi utilizado no primeiro molar, seguido respectivamente pelo incisivo central, incisivo lateral, segundo molar, canino, primeiro pré-molar e segundo pré-molar. As diferenças encontradas foram significativas, ou seja, com uma variação superior a 100% entre o menor e maior nível de tensão.

**Osso Trabecular.** Os valores encontrados das tensões no osso trabecular foram entre 1,4MPa e 3,4MPa, para todos os modelos analisados.

**Osso Neoformado.** Ao analisar as tensões na camada de osso que se forma nas paredes dos implantes (Osso Neoformado), foi possível observar que diferença oscilou entre 20,4 e 53,7MPa, o que significa uma variação superior a 150% entre o caso com a prótese do primeiro molar e do segundo pré-molar, respectivamente.

**Implante.** Para o osso neoformado, o implante que apresentou menores tensões foi o incisivo central e o que apresentou maior nível de tensão foi o segundo pré-molar com variação superior a 100%.

**Abutment.** As tensões encontradas para o abutment foi menor quando a prótese simulada foi o incisivo central e maior para o segundo pré-molar.

**Parafuso do Abutment.** O menor nível de tensão foi encontrado no incisivo central, enquanto o maior nível de tensão foi encontrado no segundo pré-molar.

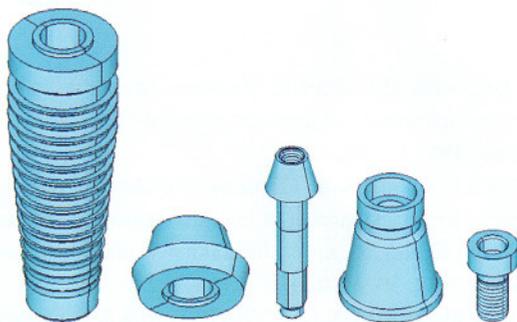


Fig. 1 - Volumes do modelo com o implante cônico, abutment, parafuso de fixação do abutment com hexágono interno, coping e parafuso de fixação do coping

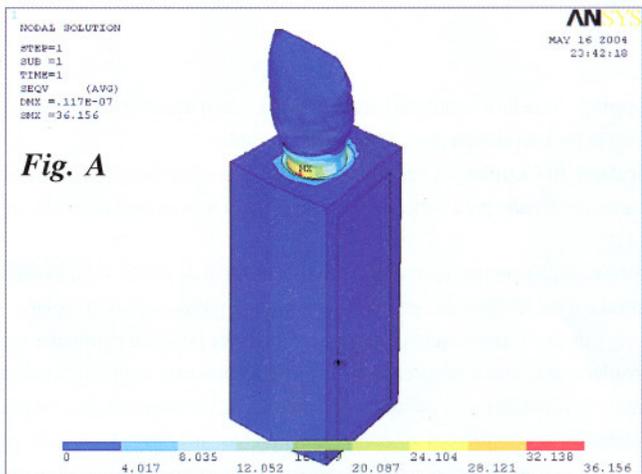


Fig. A

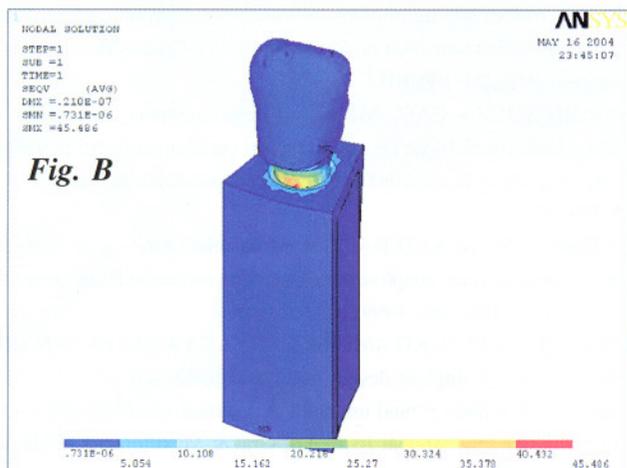


Fig. B

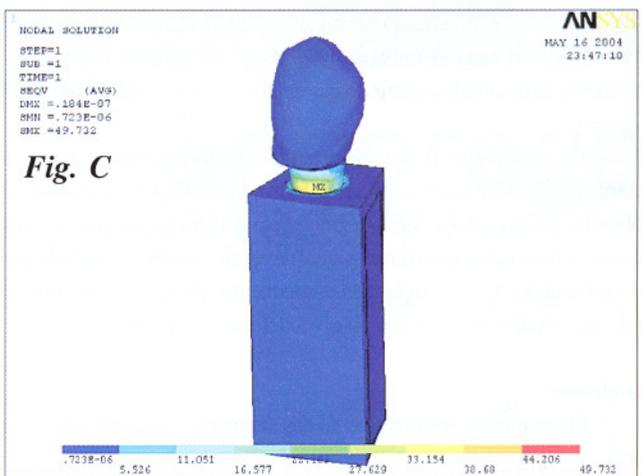


Fig. C

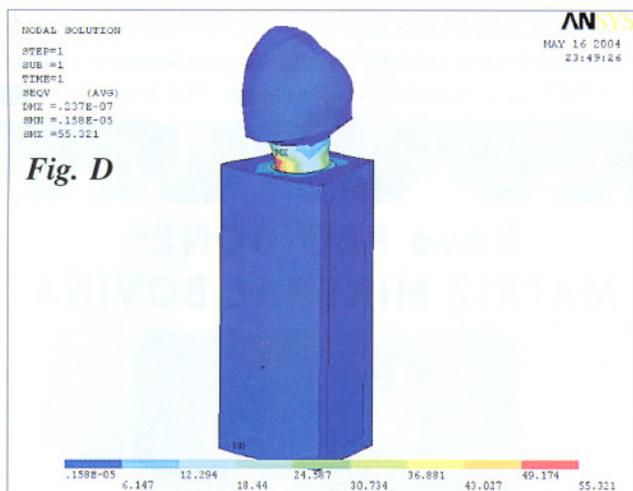


Fig. D

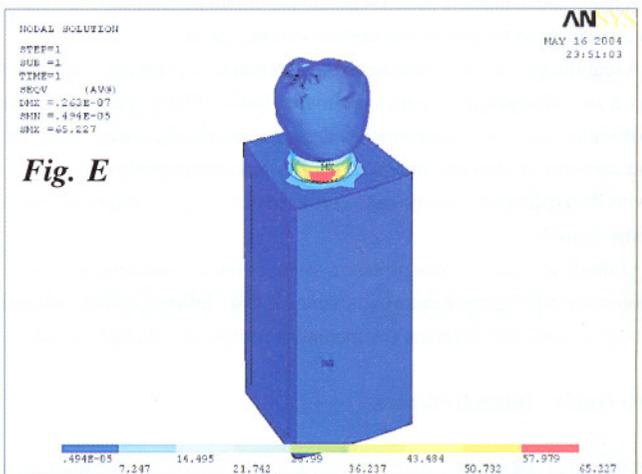


Fig. E

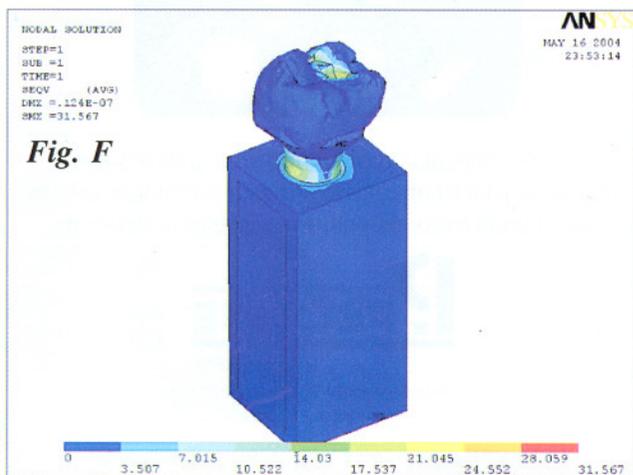


Fig. F

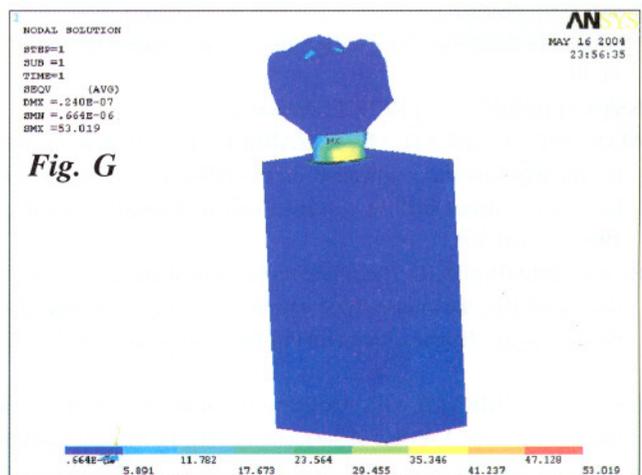


Fig. G

Fig. 2 - Tensões de von Mises para: (a) Incisivo Central; (b) Incisivo Lateral; (c) Canino; (d) Primeiro Pré-Molar; (e) Segundo Pré-Molar; (f) Primeiro Molar; (g) Segundo Molar

**Copping.** A melhor condição foi encontrada para o incisivo lateral e a pior situação foi encontrada para o segundo pré-molar.

**Parafuso do Copping.** A exemplo do parafuso do abutment, foi verificada uma menor tensão para o incisivo central e maior tensão para segundo pré-molar.

**Prótese.** A prótese que apresentou um menor nível de tensão foi o incisivo central e o maior nível de tensão foi encontrado para o segundo molar.

A partir dos resultados apresentados, foi possível confirmar que considerações, antes desprezadas, como a geometria tridimensional da prótese e a consideração do osso neoformado, influenciam na distribuição de tensões em implantes e, conseqüentemente, no osso. Isto pode ser explicado tendo em vista que o carregamento irá se traduzir em componentes de força em diversas direções que, resultam em uma força resultante diferente da comumente adotada nos trabalhos encontrados na literatura. Sendo assim, o momento fletor obtido a partir do carregamento, estará mais próximo do caso real.

Estes resultados sugerem que o paciente que fizer uma reabilitação unitária através de implantes dentários, terá uma maior possibilidade de ter problemas relacionados à osseointegração, para a recomposição do segundo pré-molar. Isto sugere que o profissional deverá ter um maior cuidado para esta reabilitação. Com relação aos componentes protéticos, dificilmente haveria riscos de falha devido a possível deformação plástica.

## Conclusões

Os resultados obtidos através das simulações apresentadas, sugerem:

1. A reabilitação unitária de um segundo pré-molar é a situação mais crítica no sentido de se ter problemas com osseointegração.
2. A reabilitação unitária com menor possibilidade de problemas relacionados a osseointegração é para o primeiro molar. Outra reabilitação que provavelmente não teria problemas desta natureza seria o incisivo central que apresentou menores níveis de tensão nos componentes protéticos e níveis de tensão próximos do osso cortical e neoformado observado para o primeiro molar.
3. O modelamento fiel das próteses, assim como a consideração do osso neoformado da interface entre o implante e o osso, influenciam na distribuição de tensões dos diversos componentes protéticos, implante e osso.

## Referências Bibliográficas

- AKPINAR I, DEMIREL F, PARNAS L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996; 27: 11-17.
- ANSYS ELEMENT REFERENCE, version 5.7
- BAIAMONTE T, ABBATE MF, PIZZARELLO F, LOZADA J, James R. The experimental verification on the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology* 1996; 22: 104-106.
- BROSH T, PILOR, Sudai D. The influence of abutment angulation on strain and stress along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; 79: 328-334.
- GENG JP, TAN KBC, LIU GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001; 85: 585-598.

HARALDSON T, CARLSSON GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1997; 85: 200-208.

IPLIKÇIOĞLU H, ALÇA K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry* 2002; 30: 41-46.

LEHMANN, RB, ELIAS CN, GOUVÊA JP. Simulação de torção em limas endodônticas fazendo análise por elementos finitos. Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – Brasil, 2002.

MEYER U, VOLLMER D, RUNTE C, BOURAUUEL C, JOOS U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2001; 29: 100-105.

RUBO JH, SOUZA EAC. Métodos Computacionais Aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru* 2001; 9: 97-103.

STANFORD CM, BRAND RA. Toward na understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999; 81: 553-561.

TADA S, STEGAOIU R, KITAMURA E, MIYAKAWA O, KUSAKARI H. Influence of implant design and bone quality on stress / strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2003; 18: 357-367.

VIEIRA ACB, LAS CASAS EB. Modelo parametrizado para o primeiro pré-molar superior utilizando o Ansys. Terceiro Seminário Brasileiro de Simulação Computacional na Engenharia. 2002; Brasil. 



## Novo PRO-BONE® MATRIZ MINERAL BOVINA



Poros interconectados conferindo uma grande superfície interna que facilitam a vascularização e migração celular, permitindo maior osseointegração e remodelagem.

**PROLINE**

Biomédica

Produzindo com qualidade e tecnologia,  
em pequenos frascos.

SAC (11) 3721-4611 [www.bioproline.com.br](http://www.bioproline.com.br)

