

# Simulação 3D de implantes dentários cilíndricos interligados

## 3D analysis of cylindrical splinted dental implants

**Roberto Brunow Lehmann**

Engenheiro da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda/UFRJ

**Carlos Nelson Elias**

Engenheiro do Laboratório de Biomateriais do Instituto Militar de Engenharia (IME)

**Jayme Pereira Gouvea**

Engenheiro da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda/UFRJ

### Resumo

Os resultados das análises de tensões em implantes osseointegráveis auxiliam na mudança da forma dos implantes para minimizar a concentração de tensões no osso. No presente trabalho, foram modelados três implantes cilíndricos colocados em diferentes posições da maxila. Os resultados obtidos com o programa Ansys mostraram que: 1) a configuração dos implantes na posição dos dentes canino e primeiro e segundo pré-molar transmite maior esforço para o osso que as demais configurações e 2) a configuração com os incisivos central e lateral e o canino apresenta melhor condição para transmissão dos esforços para o osso na região marginal ao implante e minimiza a reabsorção óssea.

**Palavras-chave:** Implantes dentários; elementos finitos; análise de tensões; Ansys.

### Abstract

Three-dimensional simulations of dental implants allow for the evaluation of several factors, among them, the geometric shape of dental implants, quality of the bone and other factors that influence on the stress distribution on the bone. The objective is to minimize the stress on the maxilla to prevent dental implant failure and bone loss. The aim of this study was to evaluate the effects of different implants position on stress distribution in the bone around the titanium implants. In this work, three three-dimensional finite element models were made to simulate 3 commercial dental implants. The stress distribution for the implants using Ansys program with the configuration 33-35 was the biggest compressive stress at the neck region of the compact and trabecular bone. The 31-33 configuration presented the best condition to transmit the stress to the bone close to the dental implants.

**Key words:** Dental implants; finite elements; stress analysis; Ansys.

**Agradecimentos:** O presente trabalho foi realizado com recursos dos projetos CNPq Processo 300216/94-7, 452834/03-1, 50016/052003 e 472449/2004-4 e FAPERJ Processo: E-26/151.970/2004

## Introdução

Muitos estudos têm sido desenvolvidos para quantificar a distribuição das tensões durante o processo de oclusão dentária. Nestes trabalhos são realizadas análises experimentais *in vitro* e *in vivo*, medições com *strain-gauge*, emprego da fotoelasticidade e análises de simulação por elementos finitos (1, 2, 8). Os resultados comparativos apresentam contradições entre os dados obtidos em ensaios utilizando fotoelasticidade e *strain-gauge* (2). A literatura indica que há maior concordância entre as análises com *strain-gauge* e modelos matemáticos obtidos pela técnica de elementos finitos (1). RUBO & SOUZA (8) concluíram que nenhuma análise possui preponderância sobre a outra, mas as análises se complementam e fornecem maior precisão e confiabilidade aos resultados.

Os pesquisadores têm elaborado a análise em implantes dentários considerando variações na qualidade do osso (9, 11), comprimento dos implantes (3, 9), disposição dos implantes (3) ou mesmo a consideração ou não da rosca nos implantes dentários (11). Porém, nas simulações não têm sido considerada a forma geométrica cônica para implantes dentários ou mesmo a camada de osso que se forma na superfície dos implantes (osseointegração). Dados existentes na literatura mostram que o emprego de um modelo 3D de elementos finitos para avaliar o comportamento do osso cortical e trabecular, bem como considerar a camada de osso neoformado existente na interface entre o implante e o osso (4, 6).

A análise dos esforços transmitidos na interface osso-implante é essencial para a previsão do sucesso dos implantes dentários osseointegráveis. A sobrecarga pode causar a reabsorção óssea ou mesmo a falha do implante (9, 12). Por outro lado, uma carga de baixa intensidade pode causar atrofia e subsequente perda óssea (9, 12). Os maiores níveis de tensões do osso são localizados na região marginal ao implante, sendo considerada uma região crítica.

No presente trabalho, empregou-se um modelo tridimensional (3D) de simulação por elementos finitos para analisar a distribuição das tensões de implantes cônicos com hexágono externo. Foram usadas configurações com três implantes unidos e colocados em várias posições da mandíbula.

## Material e Método

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 GB de 7200 rpm. Os implantes e seus componentes foram modelados 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 da forma do implante e possibilidade de obter o detalhamento das dimensões usando os desenhos disponíveis (4, 6). Todas as dimensões utilizadas para os implantes dentários e componentes protéticos foram as de sistemas de implantes comerciais da empresa Conexão Sistema e Próteses, São Paulo. Os implantes analisados foram cilíndricos com hexágono interno com diâmetro de 4 mm e comprimento de 11,5 mm.

O osso cortical e trabecular foram modelados no próprio programa Ansys considerando as dimensões simplificadas disponíveis na literatura (11), a saber, um bloco com 1,3 mm de espessura de osso cortical, 23,4 mm de altura, 25,6 mm de comprimento mesial-distal e 9 mm de largura bucolingual, conforme figuras 2, 3 e 4. Para modelar o osso neoformado, adotou-se 0,3 mm de espessura do osso, conforme descrito por PIATELLI (7).

Cada componente foi modelado separadamente para permitir a visualização independente dos componentes e verificar os níveis de tensões com base nas diferentes escalas de cores fornecidas pelo programa.

### Propriedade dos Materiais

Conforme procedimento adotado nas simulações por elementos finitos, foram considera-

das hipóteses simplificadoras. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Apesar de SAHIN (9) citar que a osseointegração ocorre em, aproximadamente, 80% da superfície do implante, no modelo adotado no presente trabalho foi considerada uma perfeita osseointegração do implante.

Considerou-se os implantes confeccionados em titânio comercial puro ASTM grau 4. As propriedades do osso cortical e trabecular foram as disponíveis na literatura (10), as quais são mostradas na Tabela I. Para definir as propriedades mecânicas do osso neoformado, adotou-se um valor médio entre o módulo de elasticidade do osso cortical e do osso trabecular.

### Elementos e Nós

Para a simulação, foi utilizado o elemento finito SOLID 92. Este elemento permite a análise de geometria tridimensional e possui três graus de liberdade por nó: translação nas direções x, y e z conforme o sistema Ansys Element Reference, version 5.7. Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radiais, axiais e tangenciais, respectivamente. Outra vantagem do elemento SOLID 92 é a de tolerar formas irregulares sem comprometer a precisão.

Para a geração da malha, os elementos foram definidos com pequenas dimensões e com um valor de fator de crescimento do elemento inferior a dois. Cada modelo gerado apresentou, aproximadamente, 210.000 elementos, com trinta volumes independentes distribuídos no: osso cortical, osso trabecular, osso neoformado, implante, *abutment*, parafuso de fixação do *abutment*, *copping* e parafuso de

fixação do *copping* e a prótese de interligação entre os implantes.

### Carregamento e Restrições

Na literatura é possível encontrar valores experimentais da força de mordida determinados com emprego de *strain gauges* (3). Sabe-se também que esta força aumenta com o tempo de adaptação da prótese, variando entre 4,5 e 25,3 N antes da colocação da prótese e 10,2 a 57,5 N após três meses. A maioria dos trabalhos de simulação encontrados na literatura considera carregamentos de 100 N axialmente (3, 4, 9) e 50 N bucolingualmente (3, 4, 9, 11). No presente trabalho, todos os dentes da mandíbula foram modelados, conforme mostrado na figura 3 e a carga foi aplicada sob a superfície oclusal, cuja área utilizada buscou reproduzir uma oclusão cêntrica nas diversas combinações possíveis de reabilitação do paciente com três dentes consecutivos. Foi aplicado um carregamento de 100 N para os dentes com mesa oclusal (pré-molares e molares) e de 50N para dentes sem mesa oclusal (incisivos e canino). Mostra-se na figura 1 a forma das próteses usadas no presente trabalho.

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

### Resultados

Para a análise dos resultados, foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Os valores de tensões obtidos são mostrados na Tabela II. Determinaram-se as tensões máximas

transmitidas para o osso, assim como, as tensões máximas nos implantes e seus componentes (*abutment, coping*, parafusos de fixação e prótese de interligação).

Cabe também esclarecer, que as próteses foram referenciadas através de números, onde o primeiro algarismo é igual a três, indica que as próteses pertencem à mandíbula, lado esquerdo, e, o segundo algarismo variando entre 1 e 7, indica o incisivo central, incisivo lateral, canino, primeiro pré-molar, segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar, respectivamente. Quando a tabela apresenta dois números separados por um hífen, significa que corresponde ao conjunto de dentes existentes no intervalo apresentado. Por exemplo, 33-35, representa um conjunto de três elementos dentários inferiores formados pelo canino, o primeiro pré-molar e segundo pré-molar.

As tensões na prótese foram crescentes no sentido anterior para o posterior, havendo uma pequena interrupção de tendência crescente entre a configuração 32-34 e 33-35. A maior tensão encontrada dentre os todos os sistemas analisados foi para o implante na configuração 33-35 (canino e pré-molares). As menores tensões ocorreram na região dos incisivos na configuração 31-33.

Devido ao elevado número de resultados obtidos, mostrar-se-á apenas figuras representativas. Na figura 2, são apresentados resultados através do gradiente de cores fornecido pelo programa. Na figura 2A, é apresentado o desenho das tensões máximas obtidas no implante. Na figura 2B, é apresentado o modelo obtido na configuração 33-35 e na figura 2C as tensões no osso cortical. É possível verificar que a tensão máxima obtida no osso na configuração 31-33 ocorre na

região superior. Igual comportamento foi observado em relação ao osso neoformado, com as maiores tensões na região cervical.

## Discussão

Como é mostrado na Figura 2B, a concentração de tensão ocorre no osso cortical. Os resultados da literatura apresentam casos clínicos e de simulação em que são relatados que a maior concentração de tensões no osso localiza-se na região coronária do implante (3, 11). Nestes trabalhos analisa-se a influência da forma dos filetes de roscas, comprimento e diâmetro, disposição de implantes interconectados, combinação entre dentes naturais e próteses suportadas por implantes e variações das propriedades dos materiais (osso e material do implante).

STEGAROIUI *et al.* (10) concluíram que a qualidade e densidade do osso trabecular influencia na intensidade das tensões no osso cortical. Em relação ao osso cortical, no presente trabalho, todas as simulações realizadas apresentaram valores das tensões menores que as tensões críticas que levam à falta de osseointegração dos implantes. Este dado é muito importante porque a tensão no osso cortical é extremamente crítica, principalmente na região marginal ao implante. Os resultados obtidos mostraram que o osso neoformado apresentou maior tensão na região da interface com o osso cortical.

Com relação aos componentes dos sistemas protéticos, não foram observados valores superiores ao limite de escoamento do material, indicando que não haverá deformação plástica ou fratura do implante.

Em trabalho anterior (5), foi observado que a forma do implante, assim como dos compo-

nentes do sistema de próteses, o carregamento e restrições aplicados, as propriedades dos materiais e até mesmo a existência da camada de osso formada na superfície do implante influenciam nas tensões transmitidas para o osso. Isto indica a necessidade de se desenvolver modelos cada vez mais complexos, buscando reproduzir ao máximo o real funcionamento mecânico dos implantes, das próteses, do osso ou qualquer outro elemento na análise proposta.

Foi possível observar que os valores de tensões transmitidos para o osso variam de acordo com o conjunto de dentes do paciente a ser reabilitado. Os resultados obtidos indicam que os maiores valores das tensões encontram-se na região dos pré-molares, principalmente na configuração 33-35 constituída pelo dente canino e os dois pré-molares. Portanto, o profissional deve tomar maiores cuidados tanto no planejamento e instalação dos implantes como na fase protética. Para a configuração 31-33, observou-se uma situação otimizada uma vez que as tensões transmitidas para o osso foram menores.

Os casos simulados neste trabalho apresentam situações próximas das reais, uma vez que foram usados sistemas de um implante para cada dente e em cada configuração da simulação estavam presentes três implantes. Na prática, é comum ter apenas dois implantes para a sustentação de três dentes e, dependendo da qualidade óssea do paciente, pode ser necessária a inserção de apenas um implante para sustentação dos três elementos. Isso faria com que houvesse situação de "cantilever" o que aumentaria os níveis de tensão a serem transmitidos para o osso.

## Conclusão

Com base nas simulações computacionais realizadas e nos resultados obtidos no presente trabalho pode-se concluir que:

1. A configuração de prótese que apresentou maiores níveis de

tensões na região do osso cortical foi a 33-35 constituída pelo canino e pelos dois pré-molares, portanto, o profissional deve ter maior cuidado para reabilitações nesta região;

2. Para reabilitação de dois inci-


sivos e um canino, observaram-se menores níveis de tensões na região do osso cortical quando comparadas às demais configurações. 

Tabela I. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio grau 4	110,00	0,33
Ossocortical	15,00	0,30
Ossotrabecular	1,50	0,30
Osso neoformado	8,25	0,30
Resina compósita	7,00	0,20

Tabela II. Tensões de von Mises (MPa) para reposição de três dentes interconectados com implante cônico com parafuso de fixação do *abutment* de hexágono interno

	Local da prótese				
	31-33	32-34	33-35	34-36	35-37
Prótese	7,3	25,1	17	31,4	35,3
Ponte	35,6	69,2	82,8	54,2	66
Parafuso do <i>copping</i>	18,9	24,7	52,1	48,9	50,1
Copping	35,7	41,3	58,7	44,1	64,5
Abutment	31,1	40,1	45,6	36,2	33,1
Parafuso do <i>abutment</i>	22,7	29,9	34,9	27	26,4
Implante	70,4	86,5	100,7	77,5	71,4
Osso neoformado/trabecular	8,8	9,9	12	9,8	8,4
Osso neoformado/cortical	21,8	26,7	31,5	23,6	21,9
Osso cortical	11,1	14,8	18,5	14,4	13,3
Osso trabecular	1,9	2,4	3,3	2,7	2,3

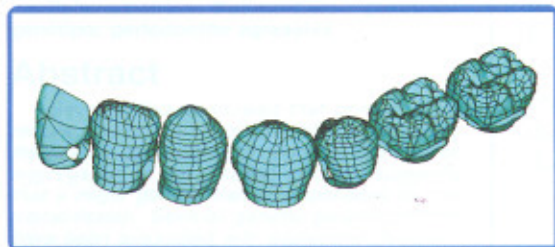


Figura 1. Forma das próteses usadas nas simulações

Figura 2. Detalhe da distribuição das tensões de von Mises.

A cor vermelha indica o local de maior tensão. (2A) tensões no implante; (2B) tensões na configuração 33-35; (2C) tensões no osso cortical

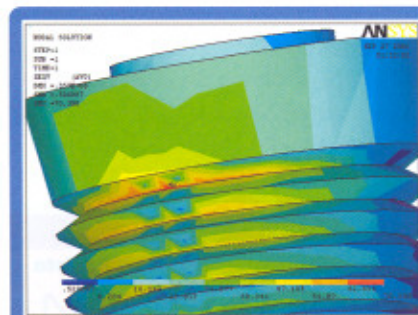


Figura 2A

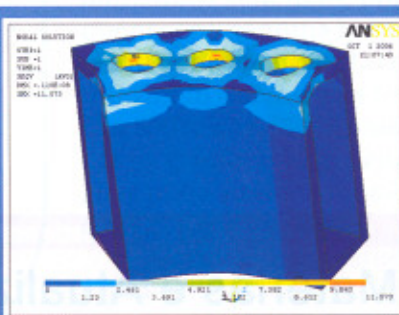


Figura 2B

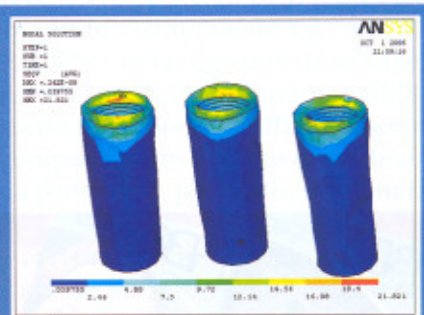
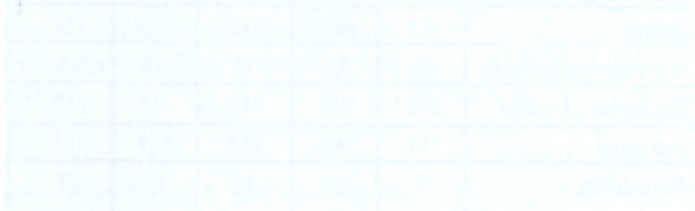


Figura 2C

## Referências Bibliográficas

1. BAIAMONTE T., ABBATE, M. E., PIZZARELLO, F. The experimental verification on the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, v. 22, p.104-106, 1996.
2. BROSH T., PILO R., 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*, v. 79, p. 328-334, 1998.
3. IPLIKÇOĞLU, 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*, v. 30, p.41-46, 2002.
4. LEHMANN, R. B., ELIAS, C. N., GOUVÊA, J. P. *Simulação de torção em limas endodônticas fazendo análise por elementos finitos*. CONEM 2002. Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. João Pessoa - PB, 2002.
5. LEHMANN, R. B., ELIAS, C. N., GOUVÊA, J. P. *Simulação Tridimensional de Implantes Dentários Unitários: Comparação entre Implante Cônico e Cilíndrico*. CONEM 2004. Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. Belém - PA, 2004.
6. LEHMANN, R. B., ELIAS, C. N., GOUVÊA, J. P. *Influence of the Geometric Shape of Prosthesis on the Stress Distribution in the Dental Implants*. 18th International Congress of Mechanical Engineering. Ouro Preto - MG, 2005.
7. PIATELLI, A., PIATELLI, M. MANGANO, C. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials*, v. 19, p. 683-690, 1998.
8. RUBO, J. H. SOUZA, E. A. C. Métodos Computacionais Aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru*, v. 9, p. 97-103, 2001.
9. SAHIN, S., ÇEHRELI, M. C., YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *Journal of Dentistry*, v. 30, p. 271-282, 2002.
10. STEGAROIU, R., NISHIYAMA, S., MIYAKAWA, O. *et al*. Influence of Prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 13, p. 781-790, 1998.
11. TADA, S. STEAGARIOU, R. KITAMARA, E. 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*, v. 18, p. 357-367, 2003.
12. VAILANCOURT, H., PILLAR, R. M., McCAMMOND, D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 11, p. 351-359, 1996.



RBO - Anuncie neste formato 17x3cm

**Matérias e Atualizações Científicas Exclusivas**



Revista  
**64**  
anos

Assinaturas tel.: (21) 2504 -0002 - Publicidade tels.: (21) 2580-4277 e 9965-2617 - (Roberto Fonseca)