



Análise de tensões por elementos finitos de um sistema rígido para carga imediata em mandíbula edêntula

Finite element stress analysis of a rigid system for immediate loading in edentulous mandible

Marcelo Fontes Teixeira

Mestre em Implantodontia pelo CPO São Leopoldo Mandic/Campinas

Professor dos Cursos de Especialização em Implantodontia da ABO-RJ e UVA

Coordenador do Curso de Especialização em Implantodontia da UniFOA/Volta Redonda

Saturnino Aparecido Ramalho

Professor Doutor de Pós-graduação em Odontologia de Implantodontia do CPO São Leopoldo Mandic/Campinas

Doutor em Ciências Odontológicas pela FOP/Unicamp

Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Coordenadora do Curso de Mestrado em Odontologia de Implantologia do ILAPEO (PR)

Doutora em Reabilitação Oral pela USP/Ribeirão Preto

Roberto Bruno Lehmann

Professor dos Cursos de Graduação em Engenharia da UFF/Volta Redonda

Doutor em Engenharia Metalúrgica pela UFF/Volta Redonda

Resumo

Este trabalho analisou, por meio do Método de Elementos Finitos, as tensões geradas no osso cortical ao redor de implantes que suportam próteses totais fixas mandibulares com esplintagem dos implantes por meio de uma barra pré-fabricada rígida de titânio (Sistema Neopronto® - Neodent®), após simulação de carga oclusal axial e oblíqua, aplicada no último elemento do cantilever. Os resultados mostraram que o sistema de esplintagem rígida dos implantes transmitiu tensões máximas toleráveis ao osso cortical. Concluiu-se que o carregamento axial transmitiu menor tensão ao osso cortical que o carregamento oblíquo, no entanto, para ambos os tipos de carregamento, não haveria comprometimento da integridade do osso cortical, visto que o limite máximo de tensão atingido foi inferior ao preconizado na literatura (167 MPa).

Palavras-chave: análise de elemento finito; tensão superficial; implante dentário; mandíbula; arcada edentada.

Abstract

This study evaluated, through the finite element analysis, the stress on the cortical bone around dental implants supporting mandibular complete fixed denture with a rigid interconnecting bar as a splinting system (Neopronto® System - Neodent®), after axial and oblique occlusal loading simulation, applied in the last cantilever element. The results showed that rigid implant splinting generated tolerable maximum stresses in the cortical bone. It was concluded that axial loading produced lower cortical bone stress than oblique loading. However, for both loading conditions, the stress created in the cortical bone would not jeopardize its integrity, once the maximum stress was lower than that one stated in the literature (167 MPa).

Keywords: finite element analysis; surface tension; dental implant; edentulous arch; mandible.

Introdução

Durante o último século, a forma de tratamento mais utilizada para reabilitar os indivíduos edêntulos inferiores foi a prótese total (PT) suportada inteiramente pela mucosa que recobre o osso remanescente do rebordo alveolar (4). A utilização dos implantes osseointegráveis e de próteses totais implantossuportadas são uma excelente alternativa de reabilitação destes indivíduos, conferindo-lhes maior segurança e conforto durante a mastigação (4).

O primeiro sistema que utilizou os implantes osseointegráveis com a técnica da carga imediata em mandíbulas edêntulas, com barra protética pré-fabricada, foi apresentado por Per-Ingvar Brånemark e chamado de sistema Novum™. Este sistema era composto de um guia cirúrgico pré-fabricado, que permitia a instalação dos implantes nas posições predefinidas, possibilitando a confecção de uma prótese total fixa implantossuportada com uma barra protética que apresentava o mesmo formato do guia cirúrgico (4).

Em 2004, foi apresentada uma alternativa reabilitadora para estes indivíduos, por meio da técnica de carga imediata, com a utilização de uma barra pré-fabricada de titânio e esplintagem rígida dos implantes (Sistema Neopronto® - Neodent®) (17).

O primeiro uso do Método de Elementos Finitos (MEF), em Implantodontia, foi em 1977 (18). A partir de então, diversos pesquisadores utilizam o método para avaliar novos componentes, novas configurações, materiais, entre outros (5, 6, 10, 11).

O objetivo deste trabalho foi analisar, por meio do MEF, as tensões geradas no osso cortical ao redor de implantes de corpo único, que suportam próteses totais fixas mandibulares com esplintagem dos implantes por meio de uma barra pré-fabricada rígida de titânio (Sistema Neopronto® - Neodent®), após simulação de carga oclusal axial e oblíqua, aplicada no último elemento do cantilever.

Material e Método

Para a avaliação de tensões nos diversos componentes presentes no sistema de esplintagem dos implantes por meio de uma barra pré-fabricada rígida, representado neste trabalho pelo sistema Neopronto® (Neodent®), foi utilizado o MEF com o em-

prego do software ANSYSTM. Foi escolhido o modelo tridimensional por permitir uma adequada definição de carregamento, assim como restrições e simulação de conjuntos de reabilitações orais. A riqueza de detalhes e a complexidade dos diversos volumes existentes para a composição do sistema de prótese exigiu a utilização de um programa de CAD para a elaboração dos volumes. Infelizmente, o processo de exportação das imagens não ocorreu com muita tranquilidade, tendo em vista que diversas entidades ficaram repetidas no mesmo lugar do espaço. O programa ANSYSTM permitiu suprimir estas entidades por meio de operações booleanas.

Propriedades dos materiais: os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os implantes e componentes protéticos do sistema são confeccionados em titânio grau quatro e a barra pré-fabricada rígida em titânio grau dois. Suas propriedades foram obtidas a partir da literatura (3, 12, 14, 15), assim como as propriedades do osso cortical e medular (13, 14, 15) e da resina acrílica usada como material da prótese (8). Estas propriedades mecânicas são mostradas na tabela I.

Tabela I. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados e do osso

Material	Módulo de elasticidade (E) GPa	Coefficiente de Poisson
Titânio	110,00	0,33
Osso cortical	15,00	0,30
Osso medular	1,50	0,30
Resina acrílica	8,3	0,28

O limite de escoamento máximo do osso cortical (s_y) foi definido em 167 MPa (6). Uma vez que este limite não foi ultrapassado nos resultados obtidos nas simulações, temos que o osso cortical não falhou devido à mudança da região elástica para a região plástica (deformação), garantindo a avaliação das tensões transmitidas a ele, após os carregamentos simulados pelo programa ANSYSTM.

Elemento finito utilizado: o elemento finito utilizado foi o SOLID 92TM. Este elemento permite a análise de uma geometria tridimensional. Para a geração da malha, foi feito um mapeamento de todas as áreas do modelo, buscando obter elementos com pequenas dimensões (máximo de 2,0 mm) e com valor do fator de crescimento do elemento igual a 1,5.

Solver utilizado: para a solução matemática do problema, foi utilizado o método de *Pré Conditioned Conjugate Gradient* (PCG), conforme a literatura (10) e *help* apresentado no ANSYSTM, que descreve este método como o mais indicado para solução de modelos com número de elementos superior a 50.000. Uma vez solucionado o modelo, foi utilizado o método do tipo von Mises para a análise dos resultados, também chamado de critério das tensões equivalentes, com o objetivo de avaliar a quantidade equivalente de tensão. Comparando-se o valor da tensão do tipo von Mises em qualquer ponto, com o valor da tensão de escoamento (σ_y), pode-se determinar se o escoamento ocorre de acordo com a teoria de falha de distorção máxima. Deste modo, a tensão equivalente do tipo von Mises é lar-

gamente utilizada quando tensões calculadas são apresentadas em tabelas ou na forma de gráficos coloridos de tensão, como demonstrado nos resultados por meio do gradiente de cores do programa ANSYSTM.

Carregamento: o carregamento utilizado foi do tipo pontual, com amplitude de 100 N, conforme a literatura (2, 3, 10). O sistema foi simulado com dois carregamentos na superfície oclusal do primeiro molar: um deles axial ao implante (figura 1) e outro oblíquo, com ângulo de 45° em relação ao implante (figura 2), no ponto médio da vertente triturante vestibular. Para este último, o carregamento foi aplicado utilizando-se as componentes de força nos respectivos eixos cartesianos.

Modelagem das estruturas e simplificações: o modelo elaborado é tridimensional e os valores para a confecção dos modelos foram obtidos junto à empresa Neodent® (implantes e componentes protéticos) e da literatura para o osso (16). Para a modelagem dos dentes, os volumes foram obtidos a partir de um trabalho de doutorado (9), junto com o próprio autor.

O osso cortical e medular foram modelados no próprio programa ANSYSTM, considerando as dimensões simplificadas apresentadas na literatura (20), a saber: um bloco com 1,3 mm de espessura de osso cortical, 23,4 mm de altura, 25,6 mm de comprimento mesio distal e 9,0 mm de largura vestibulo lingual. Uma simplificação do modelo foi a de se considerar um contato perfeito entre o implante e o osso e entre todos os componentes do sistema, caracterizando uma análise por EF do tipo sem contato. Além disto, a geometria do

molar teve uma simplificação na mesa oclusal em comparação com a anatomia real. Ficou determinado uma inclinação de 30° das cúspides, simulando dentes artificiais utilizados em PTs.

Com relação ao implante, também foi realizada uma simplificação no que tange ao número de roscas, deixando lisa a superfície a partir da quinta rosca (9). Isto pode ser justificado a partir da teoria de elementos de máquinas, onde as tensões estão concentradas nas primeiras roscas. Esta simplificação, conforme a literatura (9), trouxe uma variação muito pequena no módulo de tensões, ou seja, inferior a 3% para os componentes de titânio e inferior a 8% para o osso. A distribuição de tensões ao longo dos componentes foi a mesma.

Cabe ainda ressaltar que foi necessária a remoção do segundo pré-molar no modelo simulado, em função da extensão do cantilever da barra pré-fabricada rígida, evitando assim que o primeiro molar ficasse desapoiado.

Resultados

Para a apresentação dos resultados, foi utilizado o critério do tipo von Mises (tensões equivalentes) comparando sempre com o valor do limite de escoamento dos respectivos materiais.

Para a análise qualitativa de tensões do tipo von Mises no osso cortical, foi utilizada a escala de cores do programa ANSYS™, que representa gradativamente os diferentes níveis de tensões, em ordem crescente, da esquerda para a direita. A título de ilustração e para melhor visualização destes níveis (análise qualitativa), são apresentadas as figuras 3 e 4 com a distribuição de tensões, em MPa, no osso cortical.

Resultados para o Carregamento Axial

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical, com o carregamento axial, mostraram o maior valor de tensão na porção mesio lingual dos implantes mais medianos (44,65 MPa). Houve uma uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais, demonstrando que este tipo de carregamento é mais favorável que o oblíquo, por transmitir tensões mais uniformes entre os implantes. Apesar desta uniformidade, nos implantes mais distais houve uma maior tensão na face vestibular.

Resultados para o Carregamento Oblíquo

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical, com o carregamento oblíquo, mostraram o maior valor de tensão na porção mesio vestibular dos implantes mais distais (58,50 MPa). Não houve uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais como visto no carregamento axial. Ao contrário, das duas simulações realizadas, esta foi a que apresentou uma maior diferença de distribuição de tensões entre os implantes mais medianos e mais distais, com quase toda tensão distribuída nos implantes mais distais, mostrando que este tipo de carregamento é o mais prejudicial a estes implantes, por absorverem maior tensão.

O carregamento oblíquo transmitiu a maior tensão no osso cortical (58,50 MPa), comparado ao carregamento axial (44,65 MPa) (Tabela II).

Tabela II. Tensões máximas (MPa) para o osso cortical e medular a partir das simulações

Volumes	Carregamentos	
	Axial	Oblíquo
Osso cortical	28,10	40,61
Osso medular	1,02	1,13

Discussão

O limite de escoamento (σ_y) do osso cortical estabelecido foi de 167 MPa, conforme descrito na literatura (6). Uma vez que este limite não foi ultrapassado nos resultados obtidos nas simulações, temos que o osso cortical não falhou devido à mudança da região elástica para a região plástica (deformação).

Com a aplicação das cargas axial e oblíqua no primeiro molar (Figuras 3 e 4), procurou-se simular uma das condições mais desfavoráveis no que se refere à distribuição das tensões geradas durante o ciclo mastigatório. Portanto, estas simulações se aproximaram muito das condições mais críticas que os implantes de corpo único, os componentes protéticos do sistema de barra rígida e o osso poderiam ser submetidos, tornando os resultados muito confiáveis sob o ponto de vista clínico.

A geometria do molar teve uma simplificação na mesa oclusal em comparação com a anatomia real. Foi determinada uma inclinação de 30° das cúspides, simulando dentes artificiais utilizados em PTs.

De acordo com a literatura (12), o aumento da inclinação das cúspides das próteses aumenta as tensões na coroa protética e no parafuso de ouro do *abutment*. Os resultados deste estudo ajudam a justificar a alteração feita na inclinação das cúspides do primeiro molar do modelo criado para análise pelo MEF.

Com relação ao implante, também foi realizada uma simplificação no que tange ao número de roscas, deixando lisa a superfície a partir da quinta rosca (9). Isto pode ser justificado a partir da teoria de elementos de máquinas, onde as tensões estão concentradas nas primeiras roscas. Esta solução permitiu reduzir consideravelmente o número de elementos e não trouxe variações significativas nos resultados, tendo em vista que estes mostraram que as tensões se concentraram praticamente no osso cortical quando comparado às tensões no osso medular, independentemente do tipo de carregamento (Tabela II). Estes resultados são confirmados por um estudo que analisou o nível de estresse ósseo ao redor de implantes com superfície de hidroxiapatita, submetidos a forças compressivas (1).

Observou-se que o carregamento oblíquo resultou em maior tensão do tipo von Mises no osso cortical. Isto é justificado pela inclinação da mesa oclusal e da força oblíqua aplicada, que gera um momento fletor maior comparado com o carregamento axial (12). Cabe ainda ressaltar que, quando o carregamento oblíquo foi aplicado, quase toda tensão foi distribuída nos implantes mais distais, mostrando que este tipo de carregamento é o mais prejudicial a estes implantes, por absorverem maior tensão.

Em um estudo (1), no qual se utilizou o MEF 3D para avaliar o estresse na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis, os autores concluíram que o estresse foi cerca de 10 vezes maior sob carga horizontal comparado com a carga vertical, o que está de acordo com os resultados deste estudo.

No sistema analisado, tanto no carregamento axial quanto no oblíquo, os valores de tensão máximos do tipo von Mises atingidos foram sempre inferiores ao limite de escoamento máximo do osso cortical de 167 MPa, conforme descrito na literatura (6). Portanto, o sistema de esplintagem rígida dos implantes, nas condições simuladas, não trouxe deformação permanente ao osso cortical, mantendo, desta forma, sua integridade. No entanto, é importante salientar que, dependendo de fatores locais e sistêmicos encontrados nos indivíduos submetidos a estas técnicas de reabilitação de mandíbulas edêntulas, este sistema pode falhar.

É importante reiterar que os resultados foram obtidos por meio de um modelo matemático, o qual pode não representar completamente a complexidade do campo biológico e, desta forma, dependendo de fatores locais e sistêmicos encontrados nos indivíduos submetidos a estas técnicas de reabilitação de mandíbulas edêntulas, um ou ambos os sistemas podem falhar.

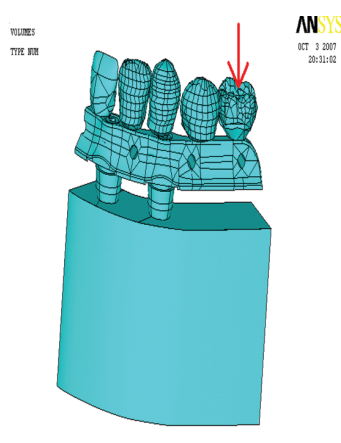


Figura 1. Carregamento axial no primeiro molar paralelo ao longo eixo do implante de corpo único (Implante GT® - Neodent®)

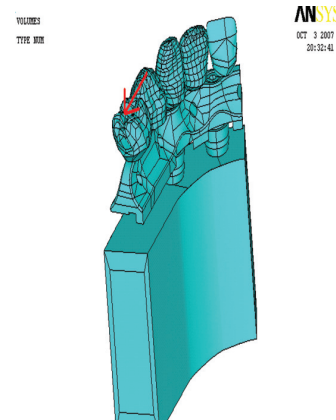


Figura 2. Carregamento oblíquo no primeiro molar em 45° com o longo eixo do implante de corpo único (Implante GT® - Neodent®)

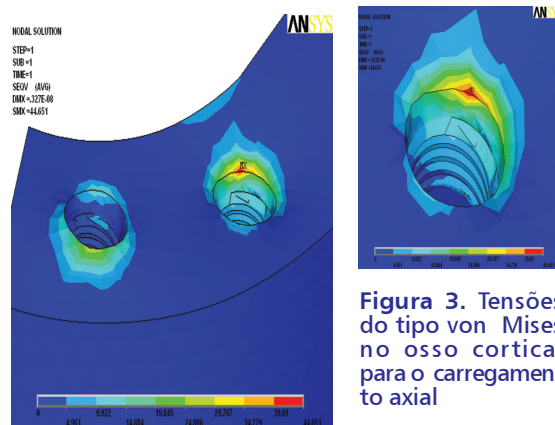


Figura 3. Tensões do tipo von Mises no osso cortical para o carregamento axial

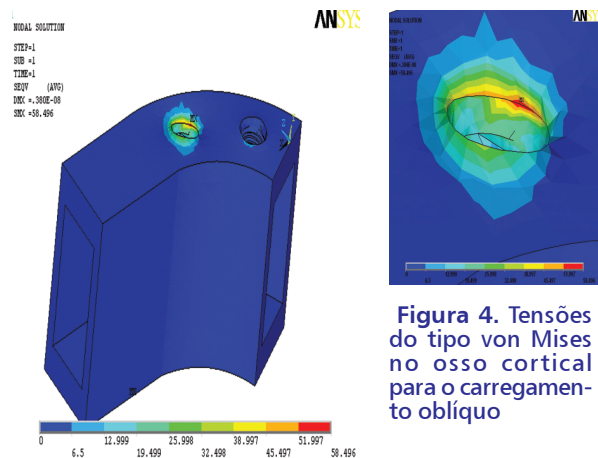


Figura 4. Tensões do tipo von Mises no osso cortical para o carregamento oblíquo

Conclusão

Após a realização das simulações pelo MEF, para avaliação das tensões máximas transmitidas ao osso cortical, no sistema de esplintagem dos implantes por meio de uma barra rígida pré-fabricada (Neopronto® - Neodent®), concluiu-se que este sistema transmitiu tensões máximas toleráveis ao osso cortical e que o carregamento oblíquo sempre transmitiu maior tensão para o osso cortical, comparado com o carregamento axial (Axial: 44,65 MPa - Oblíquo: 58,50 MPa).

Referências Bibliográficas

1. ABU-HAMMAD, O. A., HARRISON, A., WILLIAMS, D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 4, p. 559-64, July/Aug., 2000.
2. ABU-HAMMAD, O. A., KHRAISAT, A., DAR-ODEH, N. *et al.* Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 9, n. 4, p. 217-21, 2007.
3. BARBIER, L., VANDER SLOTEN, J., KRZESINSKI, G. *et al.* Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J. Oral Rehabil.*, v. 25, n. 11, p. 847-58, 1998.
4. BRÅNEMARK, P. I. *et al.* Brånemark No-vum: A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 1, n. 1, p. 2-16, 1999.
5. CARDOSO, J. M., ELIAS, C. N. Forças mastigatórias e de montagem aplicadas sobre sistemas de implantes dentários. In: *I Congresso da Sociedade de Biotecnologia*, São Paulo. CD ROM, 2001, nov., p. 12-4.
6. CIFTÇI, Y., CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 4, p. 571-82, July/Aug., 2000.
7. CRAIG JUNIOR, R. R. *Mecânica dos materiais*. 2. ed., Rio de Janeiro: LTC, 2003.
8. DARBAR, U. R., HUGGETT, R., HARRISON, A. *et al.* Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J. Prosthet. Dent.*, v. 74, n. 6, p. 591-4, 1995.
9. LEHMANN, R. B. *Simulação tridimensional para avaliação de tensões em implantes dentários pelo método de elementos finitos*. Volta Redonda, 2005. Tese (doutorado) - Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda da Universidade Federal Fluminense.
10. LEHMANN, R. B., LEHAMNN, M. S., ELIAS, C. N. *et al.* Análise tridimensional de três implantes dentários cônicos interligados. In: *IV Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*, Recife (PE). [S.l.: s.n], ago., 22-5, 2006.
11. MEIJER, H. J., RAGHOEBAR, G. M., VAN'T HOF, M. A. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 18, n. 6, p. 879-85, 2003.
12. MORAES, M. C. S. B., MORAES, E. J., ELIAS, C. N. Análise das tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da inclinação da cúspide e largura da mesa oclusal. *Rev. Bras. Implant.*, v. 8, n. 2, p. 21-6, abr./jun., 2002.
13. NAGASAO, T., KOBAYASHI, M., TSUCHIYA, Y. *et al.* Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models—part II (effect of horizontal load). *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v. 31, n. 3, p. 168-75, 2003.
14. RUBO, J. H., SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. Facul. Odontol. Bau-ru*, v. 9, p. 97-103, 2001.
15. STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H. *et al.* Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 13, n. 1, p. 82-90, 1998.
16. TADA, S., STEGAROIU, R., KITAMURA, E. *et al.* 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*, v. 18, n. 3, p. 357-68, 2003.
17. THOMÉ, G., MOLINARI, A. R., MELO, A. C. Carga imediata em mandíbula edêntula: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. *Implant News*, v. 1, n. 4, p. 303-11, jul./ago., 2004.
18. WEINSTEIN, A. M., KLAUITTER, J. J., ANAND, S. C. *et al.* Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist*, v. 1, n. 2, p. 104-9, 1977.

Recebido em: 16/02/2009

Aprovado em: 04/12/2009

Marcelo Fontes Teixeira

Av. Evandro Lins e Silva, 840, sl. 1205 - Barra da Tijuca

Rio de Janeiro/RJ, Brasil - CEP: 22.631-470

E-mail: mfontes@uol.com.br