



Análise de tensões por elementos finitos em implantes curtos com pilares angulados

Stress analysis by finite elements in short implants with angle pillars

Roberto Brunow Lehmann

Professor Adjunto dos Cursos de Graduação em Engenharia da UFF/Volta Redonda (RJ)
Doutor em Engenharia Metalúrgica

Marcelo Fontes Teixeira

Coordenador do Curso de Especialização em Implantodontia da UniFOA (RJ)
Professor de Especialização em Implantodontia da ABO-RJ e da UVA
Mestre em Implantodontia

Resumo

São crescentes os estudos em torno dos implantes dentários osseointegráveis curtos, mostrando ser uma tendência o aumento do uso destes dispositivos. Este trabalho tem o objetivo de avaliar as tensões geradas no osso que circunda implantes curtos, com pilares angulados, submetidos a cargas axiais e oblíquas. Os resultados mostram que não haverá falha no sistema protético avaliado para nenhum dos carregamentos aplicados, uma vez que as tensões encontram-se em valor menor que o limite de escoamento do material utilizado e para o osso cortical, estejam abaixo do valor preconizado pela literatura para que ocorra reabsorção óssea.

Palavras-chave: implantes dentários curtos; elementos finitos; análise de tensões; pilares protéticos angulados.

Abstract

Studies about the short dental implants are growing around, showing that the using of these devices can be a trend. This study aimed to evaluate the stresses suffered by bones surrounding short implants with angled pillars, submitted to axial and oblique loads. The results show that there is no fail in the prosthetic system evaluated for any loads applied since the stress are at the lower of the limit of the materials used; and to the cortical bone, are below the recommended by the literature for occurring bone resorption.

Keywords: short dental implants; finite element; stress analysis; prosthetic pillar angled.

Introdução

Reporta-se na literatura que é desejável um maior contato entre a área total da superfície do implante e o osso alveolar, por isso há a procura por implantes de maior comprimento e diâmetro (9, 13). No entanto, altura óssea disponível é um dos fatores para a determinação do comprimento do implante. Áreas como a região posterior da maxila, devido à expansão do seio maxilar, após a perda dentária, e a região posterior da mandíbula, devido à proximidade com o canal mandibular, muitas vezes impossibilitam a instalação de implantes longos (14).

Os implantes curtos necessitam de menos osso disponível, reduzindo a exposição do paciente a cirurgias para enxertia óssea, elevação da mucosa do seio maxilar e reposicionamento do nervo alveolar inferior, constituindo uma grande vantagem.

Regiões com reduzidas alturas ósseas são favorecidas com o uso de implantes curtos não só por suas dimensões, mas por seu tratamento de superfície, o qual sugere ser um fator importante para alcançar taxas de 100% de sucesso (7).

A taxa de sucesso de implantes curtos de 6 e 8 mm instalados em áreas de pouca disponibilidade óssea foi estimada e comparada com a de implantes longos. Os resultados indicaram que o desempenho clínico dos implantes curtos foi comparável ao dos implantes longos, tornando possível a reabilitação sem a necessidade de enxertia (2).

Estudos que usaram implantes Bicon™ de 6,0 X 5,7 mm, relataram uma taxa de sucesso de 92,2%. Os autores afirmam que essas taxas são comparáveis às taxas de implantes longos, tornando os implantes curtos uma opção aceitável (4, 6). Os implantes instalados em duas etapas cirúrgicas estão associados com 80% a mais de sucesso (4).

A partir destes estudos, pode-se evidenciar que os sistemas protéticos com implantes curtos são considerados seguros na reabilitação dentária de pacientes, no entanto não foram encontrados trabalhos que relacionassem esse tipo de implante com pilares angulados. Sendo assim, este trabalho tem por objetivo fazer essa avaliação através do método de elementos finitos, considerando que o carregamento resultante no dente será axial e inclinado (15 e 30 graus) em relação ao osso cortical.

Material e Método

Para a realização das simulações empregou-se um microcomputador com processador Pentium Quad core 6550, memória RAM de 8 GB e disco rígido de 250 GB. Todas as dimen-

sões utilizadas para os implantes dentários e componentes protéticos foram fornecidas por uma empresa fabricante de implantes e refere-se aos protótipos que estão em fase experimental de desenvolvimento.

Os ossos cortical e medular foram modelados no próprio programa Ansys Workbench, versão 11, considerando as dimensões simplificadas disponíveis na literatura (10, 11). O elemento dentário utilizado na simulação foi o segundo pré-molar inferior, obtido através do uso de um scanner 3D de contato.

O implante dentário foi colocado intraósseo de forma inclinada na direção vestibular-lingual de forma que, ao colocar o pilar, o dente ficou posicionado corretamente em relação ao osso cortical.

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

No presente trabalho, as simulações foram realizadas com o implante de hexágono externo, diâmetro de 5 mm e o comprimento total é de 5,5 mm inserido de forma intraóssea no sentido vestibular-lingual.

Propriedades dos Materiais

Conforme procedimento adotado nas simulações por elementos finitos, foram consideradas as seguintes hipóteses simplificadas: os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os implantes confeccionados em titânio comercialmente puro ASTM grau 4 (ASTM F67), o *copping* em acrílico e os demais componentes protéticos em titânio grau 5

(ASTM F136). As propriedades do osso cortical e medular foram as disponíveis na literatura (10, 11) e as propriedades do acrílico foi fornecida pela empresa, as quais são mostradas na Tabela I.

Tabela I. Propriedades Mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	110,00	0,33
Osso Cortical	15,00	0,30
Osso Medular	1,50	0,30
Acrílico	0,5793	0,35

A fim de se verificar se os valores de tensões encontrados nas simulações correspondem a uma possível reabsorção óssea para o osso ou mesmo uma deformação ou ruptura para o titânio e acrílico, torna-se necessário conhecer os valores dos limites de escoamento e os limites de resistências dos demais materiais. Estes valores podem ser observados na Tabela II abaixo.

Tabela II. Limite de escoamento e de resistência em MPa

Material	σ_y	σ_r
Titânio grau 2	275	345
Titânio grau 4	483	550
Titânio grau 5	795	860
Acrílico	44,6	77,6
Osso cortical (osseointegração)		

Elementos e Nós

Para a realização das simulações, foi escolhida a opção de análise estática estrutural e foi imposto que o elemento utilizado pelo programa tivesse nós intermediários (midnodes). Isso corresponde ao 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 (10, 11). Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções na direção do raio do implante (radiais), ao longo do comprimento (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 36.000 elementos, com oito volumes independentes, a saber: osso cortical, osso trabecular, implante, pilar, parafuso de fixação do pilar, *copping* e parafuso de fixação do *copping* e a prótese sobre o *copping*.

Carregamento e Restrições

Na literatura é possível encontrar valores experimentais da força de mordida determinadas com emprego de extensômetro elétrico (8). Sabe-se também que esta força aumenta com o tempo de adaptação da prótese. Para as simulações computacionais, a maioria dos trabalhos apresentados na literatura considera carregamentos axiais (8, 10, 11) de 100-150N e bucolinguais (8, 10, 11) de 50-70 N. Tendo em vista que a intenção é fazer uma avaliação rigorosa dos protótipos a serem comercializados, ficou definida a intensidade de 150N aplicada em três direções: axial e inclinado a 15 e a 30 graus em relação ao osso cortical, no sentido lingual-vestibular.

A partir das definições, foi possível utilizar o programa para calcular as tensões equivalentes de von Mises nos ossos e nos componentes.

Resultados

Para análise dos resultados, foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Os valores de tensões calculados são mostrados na Tabela III. Determinaram-se as tensões máximas transmitidas para o osso, assim como as tensões máximas nos implantes e seus componentes (*abutment*, *copping* e parafusos de fixação).

Tabela III. Tensões máximas de von Mises (MPa) para os diversos componentes dos modelos utilizados

Carregamento / Volume	Axial	Inclinado 15°	Inclinado 30°
Implante	88,577	25,743	60,076
Parafuso do Pilar	79,206	53,335	73,75
Pilar	514,48	285,11	136,47
<i>Copping</i>	17,27	11,539	6,1185
Parafuso do <i>copping</i>	567,31	319,95	180,21
Osso cortical	30,31	19,312	49,552
Osso trabecular	5,0666	2,741	4,319

Devido ao elevado número de resultados obtidos, mostrar-se-á apenas as figuras com a distribuição das tensões para o sistema submetido ao carregamento inclinado a 30 graus em relação ao eixo axial. Nas figuras 1, 2, 3 e 4 são apresentados resultados através do gradiente de cores fornecido pelo programa do implante, osso cortical, pilar e parafuso do *copping*, respectivamente.

Discussão

Estudos publicados na literatura com implantes de 6mm a 9mm afirmaram que estes implantes são comparáveis aos implantes longos, tornando possível a reabilitação sem a necessidade de enxertia, simplificando assim a fase cirúrgica e tornando-a menos honerosa (1, 3). Outros trabalhos relatam que os implantes curtos podem ainda ser instalados em etapa única com previsibilidade similar aos implantes longos (12).

Em outro trabalho, encontrou-se uma taxa de sucesso de 100% para implantes cônicos de superfície sinterizada com poros, *press-fit* (instalados sob pressão), de 5mm de altura, usados como solução para sítios extremamente reabsorvidos de edentulismo parcial posterior, principalmente em mandíbula (5). Entretanto, quando implantes curtos de superfície enriquecida de plasma foram avaliados, foi observado que tais implantes podem ser usados promissora e em pacientes com mínima altura óssea, sendo preferível, porém, em combinação com outros implantes mais longos (15).

A partir dos valores obtidos de tensões máximas em seus respectivos componentes para cada tipo de carregamento aplicado, pode-se afirmar que o sistema protético irá trabalhar sem que ocorra reabsorção óssea devido à sobrecarga no osso cortical. Isso porque os valores tensões foram menores que 167MPa que é preconizado na literatura como sendo o valor necessário para que ocorra a reabsorção óssea.

Com relação ao implante dentário (titânio grau ASTM 4), parafusos e pilar (titânio grau ASTM 5), e para o *copping* (acrílico), não haverá deformação, visto que todos os valores máximos encontrados foram menores que o limite de escoamento dos seus respectivos materiais. Isso significa que, mecanicamente, o sistema protético não falhará em nenhuma das condições que o sistema foi submetido.

De todos os componentes avaliados, o pilar e o parafuso do *copping* foram os mais solicitados, respectivamente. Isso significa que, em uma condição adversa, existe uma maior probabilidade de falha nestes componentes quando comparado com os demais.

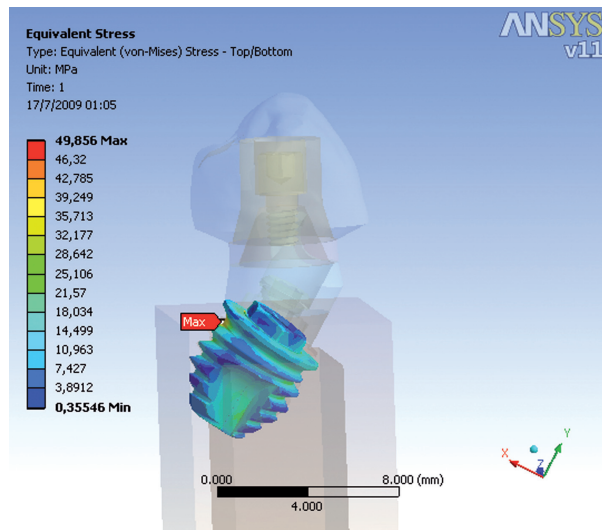


Figura 1. Resultado da análise de tensões máximas de von Mises (MPa) no implante inclinado em 30°

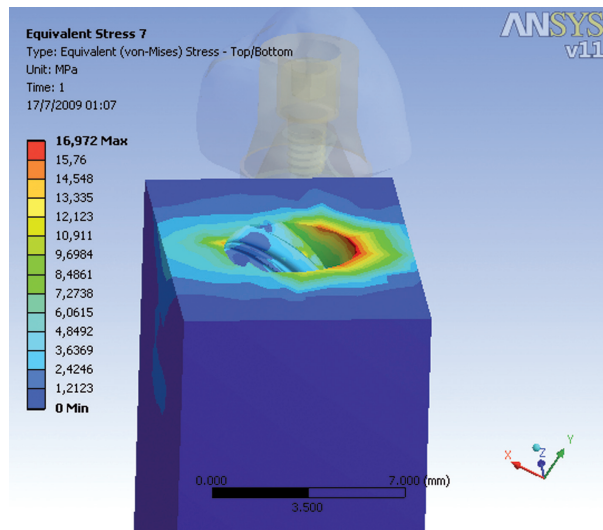


Figura 2. Resultado da análise de tensões máximas de von Mises (MPa) no osso cortical

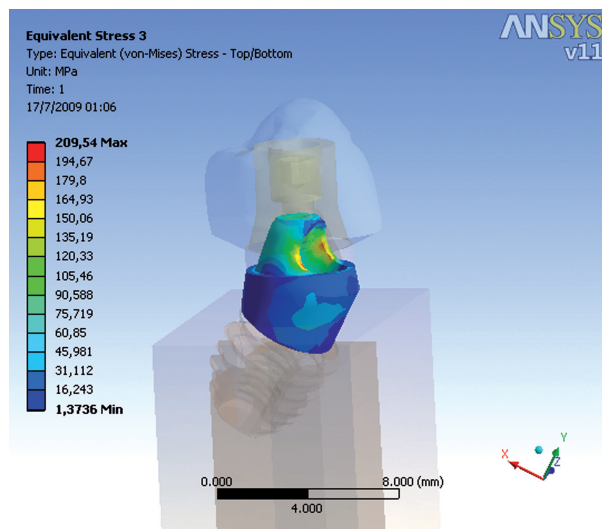


Figura 3. Resultados da análise de tensões máximas de von Mises (MPa) no pilar

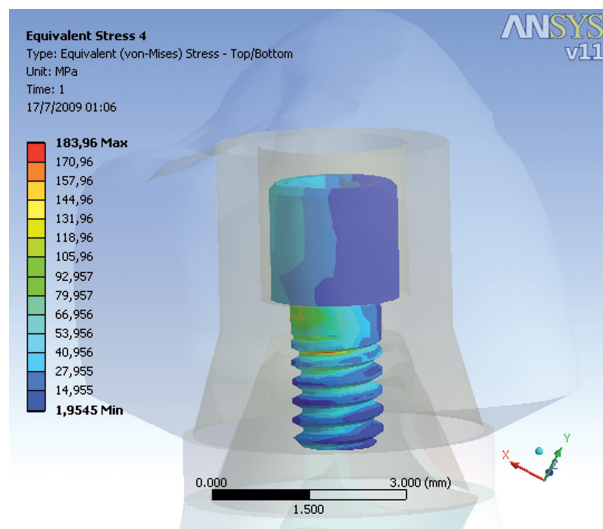


Figura 4. Resultados da análise de tensões máximas de von Mises (MPa) no parafuso do coping

Conclusão

Os resultados obtidos nas simulações indicam que:

1. haverá sucesso no uso deste tipo dispositivo na reabilitação do segundo pré-molar inferior, nas condições a que o sistema foi submetido;
2. não haverá reabsorção óssea para o osso cortical;
3. não haverá deformação dos componentes de titânio e acrílico.

Referências Bibliográficas

1. ANITUA, E., ORIVE, G., AGUIRRE, J. J. *et al.* Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *Journal Periodontol.*, v. 79, n. 1, p. 42-8, Jan., 2008.
2. ARLIN, M. L. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, v. 21, n. 5, p. 769-76, Sep./Oct., 2006.
3. BARBOZA, E., CARVALHO, W., FRANCISCO, B. *et al.* Desempenho clínico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. *Revista de Periodontia*, v. 17, n. 2, p.16-21, Jun., 2007.
4. CHIARELLI, M., FILHO, V. A. P., JUNIOR, E. C. S. *et al.* Utilização de implantes unitários curtos em região posterior. *Revista Implantnews*, v. 4, n. 6, p. 707-11, Out., 2007.
5. DEPORTER, D., OGISO, B., SOLIN, D. S. *et al.* Ultrashort sintered porous-surfaced dental implants used to replace posterior teeth. *Journal of Periodontol.*, v. 79, n. 7, p. 1280-6, Jul., 2008.
6. GENTILE, M. A., CHUANG, S. K., DODSON, T. B. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, v. 20, n. 6, p. 930-7, Nov./Dec., 2005.
7. GRIFFIN, T. J., CHEUNG, W. S. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 92, n. 2, p. 139-44, Aug., 2004.
8. IPLIKÇOGLU, 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. 41-6, 2002.
9. LEE, J. H., FRIAS, V., LEE, K. W. *et al.* Effect of implant size and shape on implant success rates. A literature review Apud. MISCH, C. E. *Prótese sobre implantes*. Editora Santos, 2006, p. 14.
10. LEHMANN, R. B., ELIAS, C. N., TEIXEIRA, M. F. Efeito da oclusão cêntrica em um sistema rígido de esplintagem dos implantes para carga imediata pelo método de elementos finitos. *Revista Brasileira de Implantodontia*, v. 15, n. 1, p. 6-10, Jan./Mar., 2009.
11. LEHMANN, R. B., ELIAS, C. N. Simulação 3D de implantes dentários cilíndricos interligados. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 63, n. 3, p. 250-4, 2006.
12. MALÓ, P., NOBRE, M. A., RANGERT, B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 9, n. 1, p. 15-21, Mar., 2007.
13. MISCH, C. E., PEREL, M. L., WANG, H. L. *et al.* Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference, v. 17, n. 1, p. 5-15, Mar., 2008.
14. MISCH, C. E. Divisions of available bone. *In: MISCH, C. E. Ed. Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: the CV Mosby Company, v. 7, p. 725-8, 1993.
15. TEN BRUGGENKATE, C. M., ASIKAINEN, P., FOITZIK, C. *et al.* Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multi-center clinical trial of 1 to 7 years. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, v. 13, n. 6, p. 791-8, Nov./Dec., 1998.

Recebido em: 17/08/2009

Aprovado em: 01/10/2009

Marcelo Fontes Teixeira

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

Rio de Janeiro/RJ, Brasil - CEP: 22631-470

E-mail: mfontes@uol.com.br