

Desempenho de implantes com *abutments* de liga superelástica de NiTi e de Ti – critérios para análise

Ana Maria Gontijo Figueiredo, Depto. de Engenharia de Estruturas - UFMG, anamaria@dees.ufmg.br

Estevam Barbosa de Las Casas, Depto. de Engenharia de Estruturas - UFMG, estevam@dees.ufmg.br

Vicente Tadeu Lopes Buono, Depto. de Engenharia Metalúrgica e de Materiais – UFMG, ybuono@demet.ufmg.br

Ítalo Gustavo Martins Ribeiro Dutra, Curso de Engenharia Civil - UFMG, italo@dees.ufmg.br

Vitor Limongi Araújo, Curso de Engenharia Mecânica - UFMG, limalimongi@yahoo.com.br

Introdução

As raízes dos dentes naturais são envolvidas por um tecido composto de uma fase fluida e outra sólida, fibrosa, denominado ligamento periodontal. Este promove o amortecimento das cargas produzidas pela mastigação e parafunções (por exemplo, bruxismo) através da viscosidade de sua parte fluida e da penetração do fluido, tixotrópico, no osso poroso. Possui também função neuroproprioceptiva, permitindo a interrupção da oclusão ao detectar um obstáculo rígido localizado [1].

Implantes odontológicos, por sua vez, são empregados na reabilitação oral de pacientes edentulos, substituindo a raiz dentária em sua função de base para um dente ou uma prótese. A ausência de um material que assumas as funções do ligamento periodontal resulta em maiores cargas aplicadas ao osso, podendo levar à reabsorção óssea ou à quebra de componentes do sistema. A redução dos impactos mastigatórios absorvidos pelo implante e transmitidos ao osso é um desafio tecnológico tanto para o desenvolvimento de novos materiais quanto para projeto e fabricação de dispositivos destinados a essa aplicação. As ligas superelásticas de NiTi têm bom potencial para essa aplicação, uma vez que, além de possuírem módulo de elasticidade inferior ao das ligas de Ti comumente empregadas, são capazes de sofrer deformações recuperáveis de até por volta de 8% (Figura 1) [2].

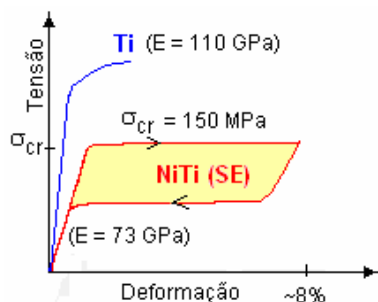


Figura 1: Esquema de curvas σ - ϵ de NiTi (carga e descarga) e Ti.

Metodologia

Neste trabalho, um modelo simplificado de implante com *abutment* de liga superelástica de NiTi (figura 2), submetido a uma carga equivalente àquela que ocorre no bruxismo, 630 N [3], é analisado pelo método dos elementos finitos (programa comercial Ansys©) e comparado a um similar com *abutment* convencional de Ti comercialmente puro. No caso do *abutment* de NiTi, o comportamento não-linear do material foi

simulado com aplicação da carga em incrementos de 15N. Os módulos de elasticidade estão indicados na Figura 1. Foi adotado o valor de 150 MPa para a tensão crítica da liga de NiTi (tensão do patamar).

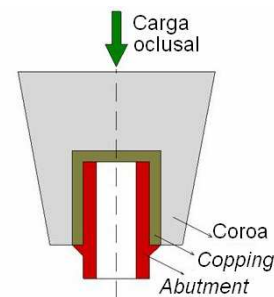


Figura 2: Modelo simplificado de implante adotado.

Resultados e discussão

Devido à superelasticidade do material, ao ser aplicada a mesma carga no topo da coroa, as tensões desenvolvidas no *abutment* de NiTi (Figura 3) são menos concentradas, e portanto mais baixas, que no dispositivo convencional de Ti (Figura 4).

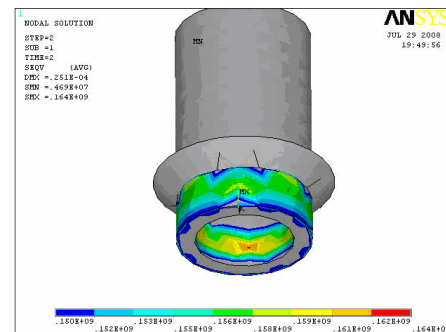


Figura 3: Tensões equivalentes de von Mises, superiores a 150 MPa, no *abutment* de NiTi.

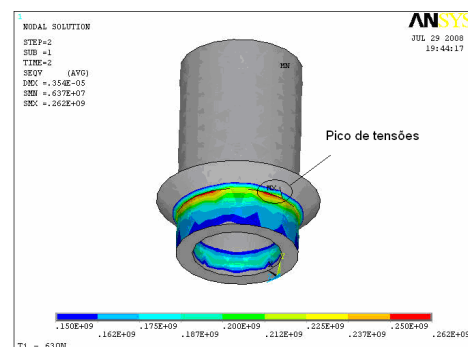


Figura 4: Tensões equivalentes de von Mises, superiores a 150 MPa, no *abutment* de Ti.

As Figuras 3 e 4 mostram redução de 37% das tensões equivalentes máximas no *abutment* de NiTi em relação ao de Ti. Acresce-se a isto o fato de que, no caso do NiTi, a distribuição de tensões é mais homogênea, reduzindo a grande concentração de tensões que ocorre no Ti (apontada na Figura 4).

O menor gradiente de tensões no componente de NiTi em relação ao de Ti sugere, também, uma melhor resistência à fadiga.

Os resultados parecem apontar para uma redução dos efeitos deletérios que a ausência do ligamento periodontal produz na interface osso-implante. Entretanto, o estabelecimento de critérios para comparação do desempenho dos dois modelos não é trivial.

Nos resultados obtidos, observou-se que, sob o carregamento considerado (630 N), o modelo com Ti sofreu um deslocamento vertical de sua cúspide de 0,00675 mm, enquanto o de NiTi sofreu um deslocamento de 0,0295 mm, isto é 4,37 vezes maior que o do Ti. Esta análise, com aplicação de mesma carga nos dois modelos, parece se adequar à situação de um implante situado entre outros implantes, uma vez que o sistema não possui mecanismo de parar o movimento da mandíbula caso as cargas se elevem muito. Entretanto, tendo em vista a diversidade de situações possíveis, há que se tomar cuidado para que a análise não resulte demasiadamente simplista.

No caso do implante estar localizado entre dentes naturais, as forças irão se distribuir entre eles e o implante proporcionalmente às suas rigidezes, até o ponto em que o ligamento dos dentes naturais interrompa a mastigação, quando a força transferida a esses dentes atingir um valor limite. A existência de um dente antagonista também deve ser considerada, podendo ser ele a interromper a mastigação. Sob essa perspectiva, a análise comparativa do desempenho dos implantes de Ti e de NiTi deve ser realizada tendo em vista o comportamento do conjunto dentes-implante em questão. Assim, como a rigidez do componente com NiTi é menor que a do componente com Ti, espera-se que a carga aplicada ao conjunto, cuja parte transferida aos dentes naturais produz a paralisação do movimento da mandíbula, seja menor no caso do NiTi que no do Ti. Conseqüentemente, a carga absorvida pelo implante de NiTi também seria menor que a absorvida pelo de Ti, o que resultaria, necessariamente, em menor carga transferida ao osso no primeiro caso. Para essa situação, a comparação entre os implantes sob aplicação de mesma carga, individualmente, não parece adequada. Da mesma forma, e pelas mesmas razões, não parece adequada a comparação do desempenho dos implantes submetendo-os aos efeitos produzidos pela aplicação de um mesmo valor de deslocamento da cúspide, individualmente. A hipótese subjacente é que o valor do deslocamento da prótese estaria limitado pelo deslocamento dos dentes vizinhos. Nesse caso, novamente se espera uma vantagem do implante mais flexível, por induzir menores tensões no osso ao suportar uma parcela menor da carga total aplicada pela musculatura.

Portanto, também nessa situação de vizinhança com dentes naturais, pode-se esperar um melhor

desempenho do implante com NiTi em relação ao com Ti. Mas, para a quantificação do efeito, se faz necessária a modelagem do conjunto dentes-implante.

Já a situação de mastigação normal é bastante menos crítica que a do bruxismo, dentre outras razões por não produzir cargas horizontais importantes. Trabalhos anteriores [5,6] mostram que as cargas horizontais desenvolvidas no bruxismo, ao produzirem flexão do eixo do dente, geram tensões maiores uma ordem de grandeza em relação às da mastigação, inclusive no caso da interposição de objetos muito duros entre os dentes, tais como pedras.

Um outro ponto a ser mencionado é a capacidade de absorver energia apresentada pela liga de NiTi (histerese de tensão na Figura 1), cujo efeito pode ser estudado modelando um ciclo completo de carga-descarga do sistema. Entretanto, uma vez garantida a recuperação da grande deformação do material, esse aspecto não parece crítico comparado ao efeito da carga transmitida ao osso na fase de carregamento, que independe da histerese.

Conclusões

Do exposto, pode-se concluir que a análise comparativa entre implantes dos dois materiais deve considerar as várias situações de vizinhança dos implantes, submetidas à forma crítica de carregamento, ou seja, às forças geradas no bruxismo. Do exemplo numérico examinado, isto é, modelos de implantes individuais isolados sob cargas iguais, pode-se concluir que no implante de NiTi são desenvolvidas tensões menos concentradas e, portanto, menores que no de Ti, apontando para uma redução dos efeitos deletérios que a ausência do ligamento periodontal produz na interface osso-implante.

Referências bibliográficas

1. Lehman L.F.C. *Análise Numérica da Resposta de Implantes Odontológicos com Abutment de Liga Superelástica*. Dissertação de mestrado – CPGEM, UFMG, 2006.
2. Araújo, V.L.; Figueiredo, A.M. G.; Las Casas, E.B.; Bueno, V. T. L.; Dutra, I.G.M.R. Análise numérica do desempenho mecânico de implantes com *abutment* de liga superelástica de NiTi, XXIX CILAMCE 2008, Maceió, nov. 2008.
3. Nishigawa, K.; Bando, E.; Nakano, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 28; p. 485-491, 2001.
4. Aklan I., Sertgöz A., Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 91, n. 4, p. 319-325, 2004.
5. Bozkaya D., Muftu S., Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 92, n. 6, p. 523-530, 2004.
6. Germany A., Morgano S. M. Finite element analysis of three designs of an implant supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 92, n. 5, p. 434-440, 2004.