

ANÁLISE NUMÉRICA DE INTERFACES DE PRÓTESES DENTÁRIAS ATRAVÉS DA MECÂNICA DO DANO

José Aparecido Lopes Júnior, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – câmpus Cornélio Procópio,
junior_lopes1112@hotmail.com

Osvaldo Luís Manzoli, Faculdade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho” – câmpus Bauru,
omanzoli@feb.unesp.br

Resumo. A importância de modelos computacionais biomecânicos é cada vez mais frequente, posto que essas ferramentas permitem simular o comportamento desses dispositivos que tentam restaurar as funções dos dentes perdidos. Como os aspectos biomecânicos de implantes são diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal, a transferência da carga ao implante, e deste ao osso circundante, pode gerar esforços que, além de provocar falhas nas reabilitações, podem até ultrapassar o limite fisiológico e causar perda da osseointegração. Na análise desses sistemas de prótese, é essencial representar adequadamente as influências entre os diferentes componentes implante/coroa, que são comumente unidos por meio de parafusos. Falhas destas uniões podem prejudicar o correto funcionamento da prótese, ou até mesmo, produzir esforços não previstos, responsáveis por danos severos na prótese ou no osso. Assim, faz-se necessário descrever adequadamente o comportamento das interfaces entre os componentes dos sistemas protéticos. No presente trabalho, são utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto para representar a superfície de interface entre os componentes em contato implante/parafuso/coroa. Um modelo constitutivo de dano é empregado para reproduzir o comportamento desses elementos de interface. O modelo é desenvolvido para representar o comportamento diferenciado em tração e compressão na superfície de contato, permitir a separação dos componentes sem oferecer, praticamente, resistência, contudo, ao mesmo tempo, impedir movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato. Assim, espera-se que esta metodologia seja capaz de representar os aspectos do comportamento das interfaces, apresentando diferentes comportamentos estruturais, bem como respectivas tensões, quando solicitados à tração ou a compressão.

Palavras chave: elementos finitos, dano, modelo, interface, biomecânica

1. INTRODUÇÃO

Muitos estudos são realizados na área da biomecânica aplicada a próteses propondo não só aperfeiçoar o sistema, mas também melhorar o conforto do paciente, evitando falhas e fraturas na prótese, atenuar os desgastes mecânicos da mesma devido às solicitações a qual a estrutura é submetida e, até mesmo, acelerar o processo de recuperação desenvolvendo novos projetos e utilizando outros materiais para este sistema.

Com o surgimento de diversos tipos de próteses dentárias, sobrevêm dúvidas quanto ao comportamento mecânico relacionado à possibilidade de falha ao sistema prótese/implante/osso, bem como quanto à importância de compreender o comportamento das peças e das forças em que todo o sistema e os efeitos que as mesmas podem causar.

Para isso, a perfeita adaptação entre componentes e implante é necessária, visto que a presença de desadaptações pode impedir o assentamento adequado entre as partes durante a aplicação da pré-carga em razão da dureza típica das próteses e parafuso de retenção (Patterson e Johns, 1992), levando a um contato assimétrico entre os vários componentes do sistema.

Um dos principais problemas de desgaste na engenharia é o de contato entre duas peças, não só pelo fato de um movimento relativo causar desgaste, mas devido às peças estarem em contato e sobre pressão, gerando, assim, tensões intensas que podem ocasionar fraturas no interior da estrutura em virtude da fadiga a qual esta é submetida, principalmente, no processo de mastigação.

O estudo de contato em próteses dentárias é importante devido aos problemas mecânicos mais comuns em razão do contato, porém a análise de contato é um problema não linear, o que dificulta seu cálculo analítico, sendo então necessário o uso de ferramentas numéricas computacionais para resolução desse problema. Para tal, a análise por elementos finitos (MEF) é uma ferramenta utilizada na engenharia.

Nos últimos anos, diversos modelos constitutivos foram desenvolvidos para simular os efeitos das alterações microestruturais no comportamento mecânico dos materiais (Cervenka e Papanikolaou, 2008).

Para o desenvolvimento de ferramentas apropriadas, é indispensável que a propriedade não linear desses materiais seja conhecida e modelada precisamente, especialmente, o seu estado de danificação.

Para a elaboração deste, utilizou-se (para representar a interação no contato entre os componentes de próteses) um modelo constitutivo de dano combinado, o qual é capaz de representar o comportamento diferenciado em tração e compressão para materiais quase frágeis.

Com base no modelo proposto por Cervenra e Manzoli (1996), será considerada uma variável de dano escalar específica para solicitações de tração, de maneira a obter resposta elástica em compressão.

O objetivo desse trabalho é avaliar a aplicabilidade deste modelo, baseado na teoria do dano, para representar as interações do contato implante/coroa/parafuso em próteses dentárias, verificando seu comportamento e as tensões geradas no conjunto para diferentes níveis de torque. A região de contato é modelada por meio de elementos finitos sólidos de elevada razão de aspecto, com comportamento não linear regido pelo modelo de dano, como proposto por Manzoli *et al.* (2012).

2. METODOLOGIA

Para este estudo, foi utilizado um modelo biomecânico em 3D com propriedades estruturais correspondentes a cada material que compõe tal modelo: osso cortical, osso medular, implante (Ti puro), coroa (liga de Co-Cr) e o parafuso de retenção (Ti-6Al-4V), considerando-se 950 MPa como valor de base para as análises de tensões que correspondem ao limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V. Foi considerado um torque 100 N.mm para a fixação dos componentes (coroa/implante), bem como uma força oblíqua representativa da mastigação de 133 N inclinada a 30°, como na “Fig. (1)” (GOMES, 2006) e a 60° com a vertical e deslocada 2 mm ao longo do eixo do implante.

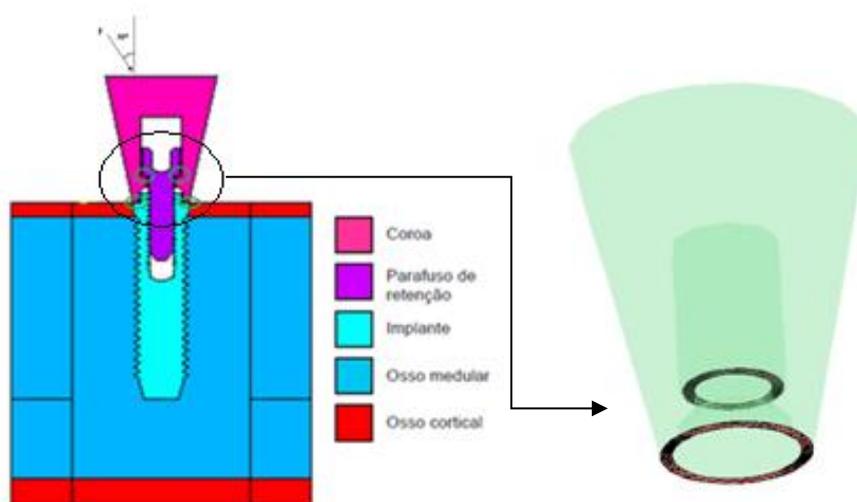


Figura 1. Modelo biomecânico em destaque aos elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto situados nas regiões de contato, bem como a força de mastigação

Na elaboração deste trabalho, foram utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto conforme “Fig. (1)”, para representar a superfície de interface entre os componentes em contato.

Para tal, recorreu-se ao pré e pós processador do software GID para realizar todas estas tarefas. O modelo das células tridimensionais foi criado com o gerador de malhas 3D do GID.

3. VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DA PRÉ-CARGA

3. 1. Elementos de interface

Para validar a modelagem, foram realizados estudos preliminares para se avaliar o modelo constitutivo em uma barra prismática de 1 mm de altura por 2 mm de comprimento quando submetida à tração e compressão.

Para que este estudo pudesse ser realizado, houve a necessidade de se criar uma região de contato. Assim, dividiu-se esta barra em quatro partes iguais. As partes superiores foram separadas e elementos tetraédricos de elevada razão de aspecto, com espessura de 0,01 mm, foram introduzidos entre essas partes. O comportamento desses elementos de interface é governado pelo modelo constitutivo de dano à tração, com uma resistência à tração muito baixa ($1 \cdot 10^{-05}$ Mpa) e parâmetros de abrandamento nulos ($A=0$). Os demais elementos da malha foram considerados com comportamento elástico-linear.

Primeiramente, realizou-se o estudo do comportamento da interface submetida à tração, no qual foi considerada toda a face esquerda da barra fixa e foi imposto um deslocamento axial crescente na face direita. Assim, observou-se a deformação dos elementos de interface permitindo a abertura, a qual ficou livre de tensões, provando que, realmente, houve separação das partes superiores. Para os estudos de compressão, foi imposto à face direita um movimento de aproximação crescente entre as faces, forçando um encurtamento axial do conjunto. Neste, o modelo de interface impede a interpenetração entre os componentes em contato, gerando deformação de encurtamento e tensões de compressão uniforme em todo o conjunto.

A técnica de impor uma deformação inicial na barra – a qual será aplicada ao modelo biomecânico – mostrou-se muito eficiente para simular os efeitos do aperto, já que a partir de uma deformação imposta, houve deformação uniforme em toda peça.

3.2. Modelo de aperto

Para representar os efeitos de aperto do parafuso, criou-se uma região delimitada em uma parte do fuste do mesmo, de acordo com a “Fig. (2)”, a qual será submetida a uma deformação inicial, de maneira a gerar as tensões produzidas pelo aperto daquele.

À região central impôs-se uma deformação inicial na direção axial da barra e de maneira a produzir uma redução de comprimento. Dado que a variação do comprimento da barra estava impedida pelos vínculos, as regiões laterais deviam apresentar alongamento para compensar o encurtamento da região central.

O encurtamento da região sob deformação inicial conduziu ao surgimento de uma tensão axial de tração, uniforme em toda a peça, que corresponderia ao efeito de aperto do parafuso.

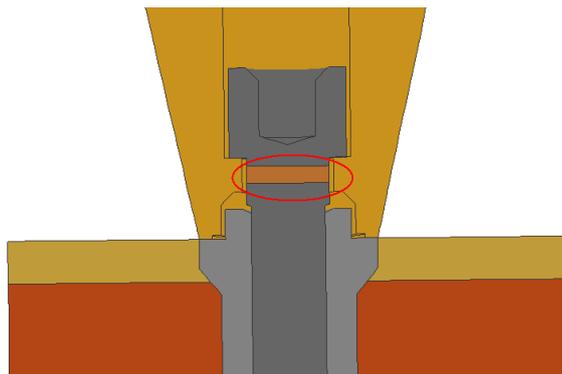


Figura 2. Detalhe da região delimitada criada para o aperto

3.3. Aplicação da pré-carga no modelo de elementos finitos

Para um torque de 100 N.mm, a deformação inicial que foi imposta à parte do fuste do parafuso deveria ser aquela que proporcionasse tensões normais no parafuso de 129,57 Mpa. Como a geometria do problema é bastante complexa, esse valor foi encontrado por meio de estimativa preliminar e posterior ajuste, considerando a linearidade do problema.

Em uma análise prévia, estimando-se uma deformação inicial imposta de $-1,43 \cdot 10^{-2}$ mm/mm, obteve-se uma tensão normal de 105,68 Mpa na região central do fuste do parafuso. Portanto, por aproximação linear, a deformação necessária para a tensão deve ser de $1,73 \cdot 10^{-2}$ mm/mm.

Aplicando-se a deformação inicial, a qual deve ser equivalente ao torque de 100 N.mm, na região delimitada criada no parafuso, observou-se que esta apresentou um encurtamento em relação ao seu estado inicial, bem como as tensões máxima e mínima normais (verticais) em torno dos 328,1 (máxima) e -271,4 (mínima) Mpa.

4. ANÁLISE E RESULTADOS

Após estudos preliminares do modelo de aperto e do modelo constitutivo, assim como análises iniciais, de tensões normais e de Von Mises, geradas pela deformação imposta, realizaram-se estudos do comportamento do sistema para diferentes inclinações (30° e 60°) da carga de mastigação, avaliando-se os efeitos de diferentes níveis de aperto do parafuso de retenção sobre a resistência e o funcionamento da prótese, conforme “Tab. (1)”.

Tabela 1: Análise a 30° e 60°

| Inclinação a 30° | | | | Inclinação a 60° | | | |
|------------------|---------------------|--|---------------|------------------|---------------------|--|---------------|
| Torque (N.mm) | Tensão aperto (MPa) | Máxima tensão Von Mises em todo o conjunto (MPa) | Abertura (mm) | Torque (N.mm) | Tensão aperto (MPa) | Máxima tensão Von Mises em todo o conjunto (MPa) | Abertura (mm) |
| 733 | 950 | 3064,3 | -2,86E-04 | 733 | 950 | 3077,9 | -1,73E-04 |
| 300 | 388,73 | 1254,1 | -8,07E-05 | 300 | 388,73 | 1268,6 | 7,52E-05 |
| 200 | 259,15 | 836,22 | -3,32E-05 | 200 | 259,15 | 852,41 | 3,51E-04 |

| | | | | | | | |
|-----|--------|--------|----------|-----|--------|--------|----------|
| 100 | 129,57 | 419,12 | 3,81E-05 | 100 | 129,57 | 574,74 | 2,57E-03 |
| 50 | 64,785 | 271,75 | 2,82E-04 | 50 | 64,785 | 534,03 | 7,27E-03 |
| 0 | 0 | 220,26 | 3,59E-03 | 0 | 0 | 557,77 | 1,31E-02 |

Foram obtidos das análises os deslocamentos entre coroa e o implante, para se estudar como as inclinações e os apertos afetam esses deslocamentos.

Contudo, apesar de usar o torque recomendado, houve uma abertura mínima, independente da inclinação. Logo, seria conveniente encontrar qual seria o torque ideal necessário para evitar ou minimizar tal abertura, sem produzir tensões acima do limite de escoamento dos materiais. No presente trabalho utiliza-se como referência para a tensão de escoamento, o valor de 950 Mpa (média entre 800 – 1100 Mpa), correspondente ao limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V, material este do parafuso de retenção.

Cabe destacar que o valor de abertura negativo indica uma pequena interpenetração que, no caso, é considerado com uma situação sem abertura, ou seja, de elementos em contato.

Baseando-se nos resultados alcançados, conclui-se que, para à inclinação de 30° e 60°, o torque recomendado para estas condições seria de 150 N.mm, entretanto com um inevitável aumento na abertura em comparação a inclinação de 30°, uma vez que não é possível utilizar torque superior a esse valor sem que as tensões geradas ultrapassem o limite de escoamento estabelecido para o material.

5. CONCLUSÃO

Foi possível constatar que o modelo proposto é capaz de descrever o efeito da inclinação da carga de mastigação no comportamento do sistema. Para a carga mais inclinada (60°), tanto as tensões quanto a abertura (coroa/implante) foram maiores.

O modelo também permitiu constatar que a abertura (coroa/implante) é reduzida ou até eliminada aumentando-se o valor do torque. Entretanto, em contrapartida, as tensões aumentam significativamente, podendo ultrapassar o limite de resistência dos materiais do implante.

Assim, a modelagem proposta parece constituir uma ferramenta apropriada para prever o valor do torque ideal, o qual evitaria (ou minimizaria) a abertura entre coroa e implante durante a mastigação e, ao mesmo tempo, produziria tensões abaixo dos limites de resistência dos materiais.

Portanto, conclui-se que o modelo constitutivo apresentado, juntamente com elementos finitos sólidos de elevada razão de aspecto situados na região de interface entre os diferentes componentes da prótese, constitui uma metodologia capaz de descrever os efeitos de contato nessas interfaces. O modelo permite representar a separação dos componentes, praticamente, sem oferecer resistência, porém, ao mesmo tempo, impede movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato.

Para representar os efeitos de aperto no parafuso para a fixação dos componentes, a técnica proposta, baseada na imposição de deformações iniciais em uma região do fuste, mostrou-se bastante adequada.

Assim, foi possível representar os principais aspectos do comportamento de interfaces sem a necessidade do emprego de algoritmos de contato.

A metodologia apresentada mostrou-se aplicável para a análise tridimensional do comportamento mecânico de uma prótese dentária sob diferentes situações de carregamento.

6. REFERÊNCIAS

- Cervenka, J. e Papanikolaou, V.K., 2008, “Three Dimensional Combined Fractureplastic Material Model For Concrete”, *International Journal of Plasticity*, Vol. 24, pp. 2192-2220.
- Cervenka, M., Oliver, J. e Manzoli, O., 1996, “Shear Band Localization via local j2 continuum damage mechanics”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 25, pp. 987-1010.
- Gomes, E. A., 2006, “Efeito da ausência da passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção por meio do MEF – 2D”, *Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, Brasil*, 93 p.
- Manzoli, O. L., Gamino, A. L., Rodrigues, E. A. e Claro, G. K.S., 2012, “Modeling of Interfaces in two-dimensional problems using solid finite with high aspect ratio”, *Computer and Structures*, Vol. 94, pp. 70-82.
- Patterson, E.A. e Johns, R.B., 1992, “Theoretical Analysis of the Fatigue life of Fixture Screws in Osseointegrated Dental Implants”, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 7, pp. 26-33.

7. AGRADECIMENTOS

À CAPES por financiar o projeto de pesquisa que deu origem a este trabalho.

8. ABSTRACT

The importance of biomechanical computer models is increasingly, since these tools allow for the simulation of the behavior of these devices that try to restore the functions of missing teeth. As the biomechanical aspects of implants are different from those of a natural tooth, surrounded by a periodontal ligament, the load transferred to the implant and the surrounding bone can generate stresses that, in addition to cause failures in rehabilitations, can even exceed the physiological limit and cause loss of osseointegration. In the analysis of these prosthetic systems, it is essential to adequately represent the interaction between different components that are commonly joined together by using screws. Possible joint failures can adversely affect the correct functioning of unions, or even produce stresses responsible for severe damage in prosthesis or bone. Thus, it is necessary to adequately describe the behavior of interfaces between components of prosthetic systems. In this work, tetrahedral solid finite elements with high aspect ratio are used to represent the contact interface between components (implant/screw/Crown). A constitutive damage model is employed to reproduce the behavior of these interface elements. The model is designed to represent the differentiated behavior in tension and compression on the contact surface, allowing the separation of the components without offering resistance, however, preventing movement of interpenetration in the case of compression on the contact. So it is expected that this methodology is able to represent aspects of the behavior of interfaces present in dental implants.

Keywords: finite elements, damage, model, interface, biomechanics

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.