

# Análise das tensões localizadas na interface resina acrílica/infra-estrutura metálica de uma prótese total inferior implantossuportada submetida a distintos padrões de oclusão

## Analysis of functional stress on the acrylic resin interface/metallic infrastructure of the mandibular complete denture supported by implants when submitted to distinct standards of occlusion

Gustavo Diniz Greco<sup>1</sup>, Alexandre Camisassa Diniz Leite Greco<sup>2</sup>, Isabela Marieta Guimarães Góes Greco<sup>3</sup>, Wellington Corrêa Jansen<sup>4</sup>

### RESUMO

Este trabalho analisou, pelo método dos elementos finitos tridimensional (MEF 3D), as tensões geradas, na interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica, quando são aplicadas cargas funcionais na região de extremo distal livre, em uma prótese total inferior, implantossuportada. Foi desenvolvido um MEF 3D de uma prótese total implantossuportada, inferior, tipo protocolo de Branemark, com 12 mm de *cantilever* bilateral. O pacote do programa *SolidWorks*® foi utilizado no pré e pós processamento dos dados. Na primeira simulação, o carregamento foi aplicado na superfície oclusal do primeiro pré-molar, na segunda, no primeiro e no segundo pré-molares e, na terceira, no primeiro e segundo pré-molares e no primeiro molar. Os resultados obtidos puderam ser visualizados tridimensionalmente, por imagens, com escalas e gráficos, mostrando que o padrão de oclusão na região da extremidade distal livre gerou uma distribuição das tensões uniforme nas três simulações, com os maiores níveis de tensão localizados na região do primeiro implante, em todos os casos. Porém, conforme os carregamentos foram se deslocando para distal, as tensões aumentavam consideravelmente. Foi possível concluir que quanto mais extensa a extremidade distal livre, mais comprometida será a interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica, e independentemente do comprimento do extremo livre distal, as maiores tensões sempre se localizam na interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica ao redor da região do implante localizado mais próximo à extremidade distal livre, do lado de trabalho.

**Descritores:** Oclusão dentária. Prótese dentária fixada por implante. Biomecânica.

### INTRODUÇÃO

Encontra-se, hoje em dia, na literatura, uma grande controvérsia em relação a como devem ser estabelecidos os padrões de oclusão, na extremidade distal livre, em reabilitações implantossuportadas<sup>1-3</sup>.

Desde os primórdios da osseointegração, quando Branemark propôs uma prótese fixa com cinco ou seis implantes como pilares, na região

mental, com extremo livre distal bilateral, existe um interesse não só em demonstrar e identificar os fatores oclusais mais adequados, proporcionando uma desocclusão mais harmoniosa e eficaz, como também entender suas relações com o sistema estomatognático<sup>4</sup>. Durante esse período, tem sido investigada a associação desses fatores com os músculos da mastigação, eficiência mastigatória,

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>2</sup>Cirurgião-dentista

<sup>3</sup>Centro de Especialização em Odontologia, Instituto da Previdência Social do Estado de Minas Gerais (CEO-IPSEMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>4</sup>Departamento de Prótese, Escola de Odontologia Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUCMINAS), Belo Horizonte, MG, Brasil

Contato: gustavodgreco@yahoo.com.br

bruxismo, articulação têmporomandibular, tecidos adjacentes, etc. No entanto, verificam-se poucas conclusões com consistência e sustentação científica. Na dentição natural, tem sido utilizada, com maior frequência, a guia canina como padrão de desocclusão, nos movimentos bordejantes contactantes<sup>5</sup>.

O padrão oclusal pode ser considerado um fator crítico para a longevidade dos implantes osseointegrados, visto que, na dentição natural, o ligamento periodontal comporta-se de maneira muito diferente do que ocorre com os pilares de implantes osseointegráveis. Sendo assim, as tensões transmitidas para a interface osso/implante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Deste modo, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante fracassará, devido às sobrecargas e à má distribuição das forças mastigatórias, dentre outros fatores<sup>2,3</sup>.

Nota-se que a literatura pertinente a este tema, ainda, é pobre de avaliações em relação aos efeitos de tensões geradas sobre as próteses, aos componentes protéticos, aos implantes, e às estruturas ósseas que sustentam os mesmos. A modelagem dessas tensões, por programas de computação gráfica e a análise biomecânica, é permitida pelo método dos elementos finitos tridimensionais (MEF 3D). O MEF é uma alternativa de abordagem promissora desse tema, com a vantagem adicional de não ser invasiva e contribuir para estudos sobre regiões de difícil acesso, ou até mesmo impraticáveis, como, por exemplo, medir tensões, compressões, e deslocamentos na interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica da prótese.

Assim, amparando-se pela disponibilidade dessa tecnologia, optou-se por desenvolver um estudo por meio da modelagem de um MEF, 3D, no qual se pôde analisar o comportamento biomecânico,

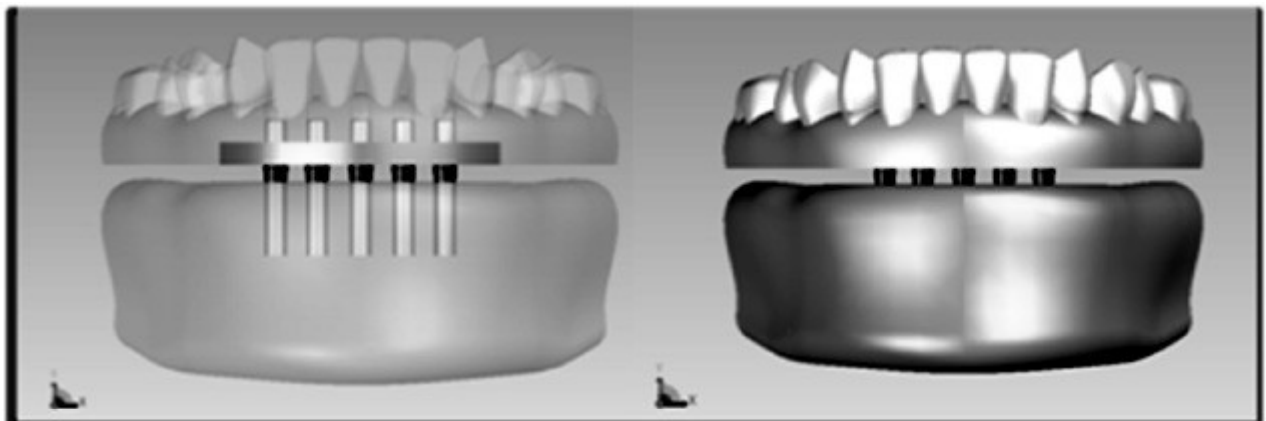
localizado na interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica de uma prótese total implantossuportada, tipo protocolo Branemark. Com esse propósito, pretende-se contribuir para o entendimento das conseqüências das tensões geradas aos materiais que compõem esta prótese, simulando condições fisiológicas em distintos padrões de oclusão (guia canina e oclusão balanceada bilateral).

## MATERIAIS E METODOS

Com a utilização do programa *SolidWorks® Office Premium 2006*, foram desenhados modelos tridimensionais, que simularam uma prótese implantossuportada, inferior, tipo protocolo de Branemark, com cinco implantes como pilares, localizados na região mentoniana, intra-forames, e sobre os quais foi desenhada uma prótese total, com infra-estrutura metálica em níquel-cromo, composta por doze elementos dentários artificiais, ou seja, de primeiro molar inferior esquerdo a primeiro molar inferior direito e pequena faixa gengival em resina acrílica ativada termicamente, sem contato com tecido mucoso, respeitando uma área de higienização de 3mm.

Os cinco implantes, em titânio, foram distribuídos na região mentoniana, pré-forame, respeitando uma distância de 4mm entre suas plataformas. Todos os implantes eram cilíndricos, com 13mm de altura por 3,75mm de diâmetro, com hexágono externo, e plataforma de 4,1mm, da marca comercial nacional Neodent®.

Os componentes protéticos simulados apresentavam 3mm de altura e plataforma de 4,1mm (Mini pilar Cônico/ Neodent®). Os componentes protéticos também foram fabricados em titânio e instalados com um torque de 20N, objetivando garantir uma adaptação precisa. (Figura 1).



**Figura 1-** Modelo de elementos finitos de uma prótese total inferior implantossuportada

A infra-estrutura metálica em níquel-cromo (Ni-Cr) foi simulada com uma espessura de 6mm,

altura de 4mm, e um comprimento total de 58,75mm, o que proporcionou uma extensão distal de 12mm

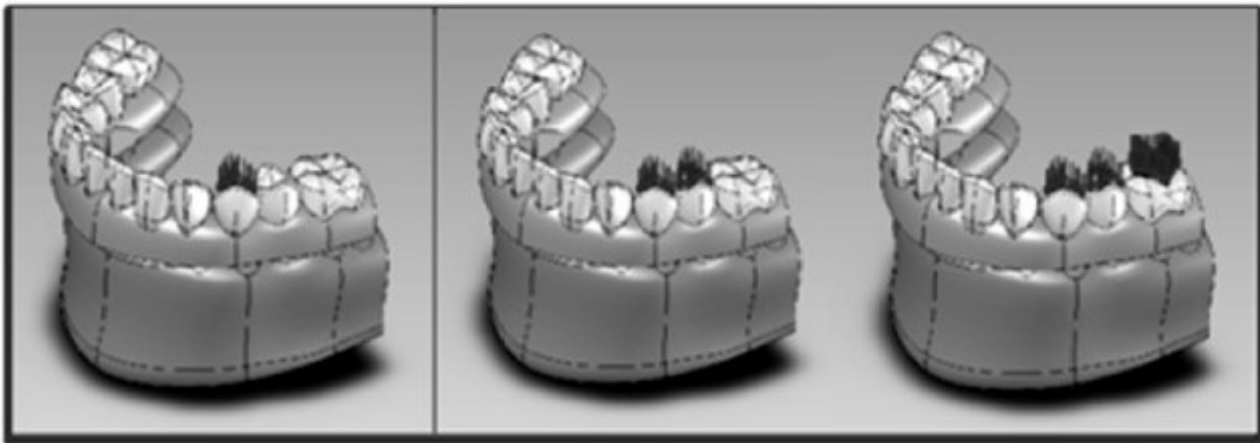
em cada uma das extremidades.

Envolvendo esta infra-estrutura, foi desenhada a parte gengival em resina acrílica ativada termicamente (Clássico/RMV, São Paulo), e os 12 dentes artificiais (Ivoclar Vivadent Ltda, São Paulo).

O Módulo de Elasticidade (E) e o Coeficiente de Poisson ( $\gamma$ ) de cada um dos distintos elementos que compõe os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente, sendo osso alveolar esponjoso 1.370Mpa (E) e 0,30 ( $\gamma$ ); osso alveolar cortical 13.700Mpa (E) e 0,30 ( $\gamma$ ); liga Ni-Cr 188.000Mpa (E) e 0,28 ( $\gamma$ ); titânio (E) e 0,35 ( $\gamma$ ); e resina acrílica 2.700Mpa e 0,35 ( $\gamma$ ).

Foi aplicada uma carga de 15N, distribuída na superfície oclusal dos dentes primeiro pré-molar, na primeira simulação; primeiro e segundo pré-molares, na segunda simulação, e primeiro e

segundo pré-molares e primeiro molar, na terceira simulação. A força aplicada foi dividida entre os pontos de aplicação, sendo que na primeira simulação os 15N foram concentrados na superfície oclusal do primeiro pré-molar. Na segunda simulação foram distribuídos 7,5N na superfície oclusal do primeiro e do segundo pré-molares. Na terceira simulação foram distribuídos 5N na superfície oclusal dos primeiro e segundo pré-molares e do primeiro molar. É importante ressaltar que a superfície oclusal do primeiro pré-molar está localizada a 13mm de distância no implante mais distal, ou seja, estes dentes artificiais que foram submetidos a esta simulação, estão suportados apenas por resina acrílica, visto que a infra-estrutura metálica apresenta apenas 12mm, como mostra a Figura 2.

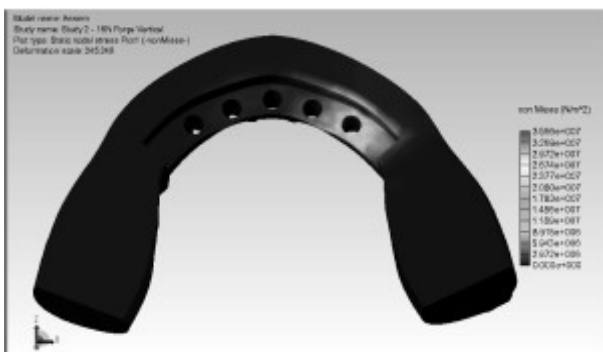


**Figura 2** - Amostras das localizações dos carregamentos aplicados nas cargas oclusais, nas três simulações

Os resultados foram analisados, comparando a magnitude de deslocamento em cada uma das simulações. Vale ressaltar que a magnitude do deslocamento refere-se à média vetorial dos deslocamentos nos eixos principais (x, y e z). Os valores foram obtidos na forma de gráficos que permitiram a comparação dos mesmos.

## RESULTADOS

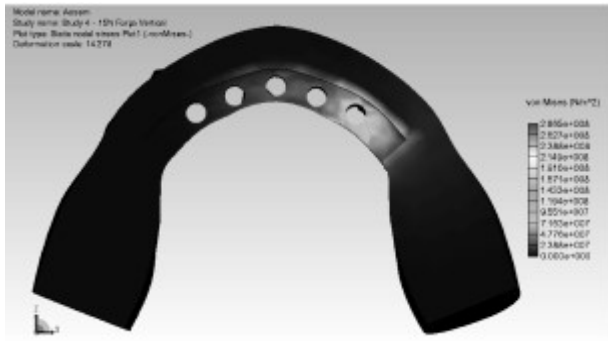
Os resultados obtidos nas análises da distribuição das tensões na interface resina acrílica/infra-estrutura metálica estão demonstrados a seguir, nas Figuras 3, 4, e 5, com a resina acrílica e os dentes artificiais separados do restante do modelo, para uma melhor visualização:



**Figura 3** - Carga oclusal no primeiro pré-molar, vista inferior

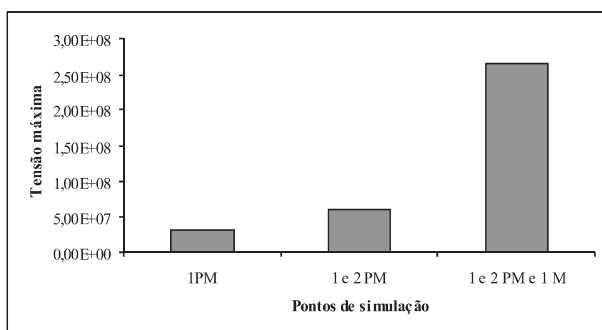


**Figura 4** - Carga oclusal no primeiro e segundo pré-molares, vista inferior



**Figura 5** - Carga oclusal no primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar

Quando aplicamos as tensões mais para distal, ou seja, envolvendo o primeiro e o segundo pré-molares, na segunda simulação, e posteriormente o primeiro e o segundo pré-molares e o primeiro molar, na terceira simulação, mesmo que a somatória dos carregamentos seja equivalente em todas as simulações (15N), a tensão sofrida pela resina acrílica foi consideravelmente maior na segunda, e maior ainda na terceira simulação, como mostra o Gráfico 1, com os valores de tensão máxima encontrada em cada uma das simulações.



**Gráfico 1** - Valores de tensão máxima encontrados na resina acrílica em cada uma das simulações

## DISCUSSÃO

Autores consagrados na literatura relataram que para diminuir o braço de alavanca, o comprimento do *cantilever* não deverá exceder 20mm em mandíbula<sup>6-12</sup>. Alguns defendem que o comprimento do *cantilever* não deverá exceder em duas vezes a largura de um pré-molar<sup>13</sup>. Outros citam que o comprimento máximo de *cantilever* não poderia ser maior que a distância ântero-posterior dos implantes, sendo que a distribuição dos implantes com distância ântero-posterior superior a 11,1mm pode permitir uma extensão de *cantilever* suficiente para promover uma biomecânica satisfatória na estética, fonética e função sem complicações<sup>14,15</sup>.

Quanto maior o comprimento da extensão distal livre, maiores tensões serão geradas nos

implantes próximos a ela. A aplicação de carga, seja vertical, horizontal, látero-horizontal, sobre o extremo livre, induzirá ao implante mais distal, a uma tensão de compressão, e aos implantes próximos a ele a uma tensão de tração<sup>6,13-17</sup>.

Tensões resultantes nos implantes mais próximos ao ponto de aplicação das cargas aumentam de 1,75 a 3,5 vezes comparando a um sistema sem extremidade livre<sup>18</sup>. Devido a esses relatos, as próteses com extremidade distal livre devem ser inter-arcos e unidas por uma infraestrutura metálica para que um implante ajude a equilibrar as tensões geradas nos outros implantes.

Uma prótese com dois dentes em *cantilever* foi avaliada, analisando as forças de fechamento e mastigação, colocando o primeiro dente do *cantilever* em oclusão e o segundo em infra-oclusão, e posteriormente, o inverso. Os autores recomendaram sempre o segundo dente em infra-oclusão<sup>19</sup>.

Uma avaliação criteriosa em relação ao implante adjacente à extremidade livre representa um procedimento importante, que deveria ser levado em consideração durante a determinação do comprimento da extremidade distal livre. Se o implante terminal não apresentar suporte suficiente e for de pequenas dimensões, o braço do extremo livre deveria ser drasticamente reduzido ou até mesmo descartado<sup>16</sup>.

A distribuição das cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implantossuportada depende do número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma e resistência da própria restauração protética. Próteses com extensões distais livres aumentam a carga nos implantes mais próximos a esta<sup>20</sup>.

A aplicação de cargas em uma infraestrutura de prótese sobre implante produz certa quantidade de energia de deformação no sistema, resultando em deformação e deflexão da infraestrutura. Se uma grande quantidade de energia de deformação é consumida perto do ponto de aplicação da carga (o que presume alta concentração de estresse ao redor do implante mais próximo), ocorre uma grande redução de energia transmitida e baixa concentração de estresse nos demais implantes<sup>21</sup>. Esta distribuição de estresse pode ser constatada neste trabalho, durante as simulações dos carregamentos das cargas oclusais, em todas as situações.

Portanto, os resultados obtidos neste trabalho foram os esperados em relação ao padrão de oclusão na região de extremo distal livre. Ou seja, quanto maior o comprimento do extremo distal livre, maiores serão as tensões sofridas na região de interface entre a resina acrílica e a infraestrutura metálica. Os



resultados mostraram também que nas três simulações, as áreas que receberam maiores tensões foram as mesmas, variando-se apenas a intensidade destes valores.

### CONCLUSÃO

As análises dos resultados possibilitaram as seguintes conclusões:

Quanto mais extensa a extremidade distal livre, mais comprometida será a interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica.

Independentemente do comprimento do extremo livre distal, as maiores tensões sempre se localizam na interface entre a resina acrílica e a infra-estrutura metálica, na região do implante mais distal, do lado de trabalho.

### ABSTRACT

This work analyzed, both qualitatively and comparatively and by means of the three-dimensional finite elements method (FEM 3D), the tensions generated in the interface between the acrylic resin and the metallic infrastructure when functional stress is applied to the cantilever region, in a mandibular complete denture supported by implants. A FEM 3D of a mandibular complete denture supported by implants, of the Branemark protocol type, with 12 mm of a bilateral cantilever, was developed. The *SolidWorks*® program was used in the pre- and post-processing of data. In the first simulation, the loading was applied on the occlusal surface of the first premolar; in the second simulation, it was applied on the first and second pre-molars; and in the third simulation, it was applied on the first and second pre-molars as well as on the first molar. The results obtained could be viewed three-dimensionally via images with scales and graphs showing that the occlusal standard in the cantilever region generated a distribution of stress that was similar in the three simulations, with the highest stress levels located in the region of the first implant in all cases. However, as the loadings were dislocated to the distal region, the stress increased considerably. It could be concluded that the greater the extension of the cantilever, the more compromised the interface between the acrylic resin and the metallic infrastructure will be. Moreover, regardless of the length of the cantilever, the greatest stress is located at the interface between the acrylic resin and the metallic infrastructure surrounding the implant region located closest to the cantilever on the work side.

**Uniterms:** Dental occlusion. Dental prosthesis implant supported. Biomechanics.

### REFERÊNCIAS

1. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restoration. *J Prosthet Dent.* 2002;87:528-35.
2. Eskitascioglu G, Usumez A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-50.
3. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech.* 2006;39:453-63.
4. Krammer A, Weber H, Benzing U. Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:251-5.
5. Ogawa T, Ogimoto T, Koyano K. Validity of the examination method of occlusal contact pattern relating to mandibular position. *J Dent.* 2000;28:23-29.
6. Rangert B, Jemt T, Jörne SL. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-7.
7. McCartney P, Hohn W. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68:817-9.
8. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71:23-6.
9. Bosse LP, Taylor TD. Problems associated with implant rehabilitation of the edentulous maxillae. *Dent Clin North Am.* 1998;42:117-27.
10. Eckerty SE, Laney WR. Patient evaluation and prosthodontic treatment planning for osseointegrated implants. *Dent Clin North Am.* 1989;3:185-92.
11. Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implants-super-prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1991;4:232-9.
12. Bidez MW, McLoughlin SW, Chen Y, English CE. Finite element analysis and four abutment hader bar designs. *Implant Dent.* 1993;2:171-6.
13. Pokorny GM, Solar P. Biomechanical of endosseous implant. Quintessence Publishing; 1996.

14. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71:493-9.
15. McAlarney ME, Stauropoulos D. Theoretical cantilever lengths versus clinical cases. *J Prosthet Dent.* 2000;83:332-43.
16. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996;75:285-91.
17. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-98.
18. Orsier JF. Biomechanical local analysis of cantilevers implant systems. *J Oral Implantol.* 1991;17:40-7.
19. Lundgren D, Falk H, Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentition with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:277-83.
20. Skalak R. Aspects of biomechanics considerations. In *Tissue-Integrated Prostheses.* Quintessence Books; 1985.

Recebido em 26/09/2008 – Aceito em 26/02/2009