

DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE OCLUSÃO E DESOCLUSÃO NA INTERFACE OSSO/IMPLANTE DE UMA PRÓTESE TOTAL

DISTRIBUTION OF THE OCCLUSION STRESSES AND DISCLUSION ON THE IMPLANT/BONE INTERFACE OF A COMPLETE DENTURE

Gustavo Diniz Greco¹, Wellington Corrêa Jansen², Janes Landre Jr³, Paulo Isaías Seraidarian²

Trabalho realizado no Programa de Mestrado em Clínicas Odontológicas da FO/PUC Minas

Resumo - Este trabalho analisou, pelo método dos elementos finitos tridimensionais, as tensões geradas na interface osso/implante, por diferentes padrões de oclusão e desocclusão em uma prótese total inferior, implantossuportada. Foi desenvolvido um modelo tridimensional de uma prótese total implantossuportada, inferior, tipo protocolo de Brånemark. O pacote do programa SolidWorks® foi utilizado no pré e pós processamento dos dados. Os resultados obtidos puderam ser visualizados tridimensionalmente, por imagens, com escalas coloridas e gráficos, mostrando que o padrão de desocclusão em guia canino (GC) gera uma tensão maior na região de interface entre o primeiro implante e os tecidos de suporte e na oclusão balanceada bilateral (OBB), as tensões foram altas na região de interface osso/implante do primeiro e do último implantes. A tensão máxima encontrada na simulação da OBB foi 3.22 vezes maior que a encontrada na simulação da desocclusão em GC. As análises do padrão oclusal, mostrando que o padrão de oclusão na região da extremidade distal livre gerou uma distribuição das tensões uniforme, 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. O padrão de desocclusão em guia canino é mais indicado para esse tipo de prótese e quanto mais extensa a extremidade distal livre, mais comprometida será a interface osso/implante e independente do comprimento do extremo livre distal, as maiores tensões sempre se localizam na interface osso/implante da região do implante mais próximo ao ponto de aplicação da carga.

Descritores - Oclusão; Implante de prótese dentária; Biomecânica

INTRODUÇÃO

Existe grande controvérsia sobre como devem ser estabelecidos os padrões de oclusão e desocclusão, em reabilitações implantossuportadas¹⁻³. Desde o início da osseointegração, quando o protocolo Brånemark, composto pela prótese fixa com cinco ou seis implantes como pilares, na região mental, com extremo livre distal bilateral, existe interesse não só em demonstrar e identificar os fatores oclusais mais adequados, proporcionando a desocclusão mais harmoniosa e eficaz, como também entender suas relações com o sistema estomatognático⁴. Durante esse período, tem sido investigada a associação desses fatores com os músculos da mastigação, eficiência mastigatória, bruxismo, articulação têmporomandibular, tecidos adjacentes, etc. No entanto, verificam-se poucas conclusões com consistência e sustentação científica. Na dentição na-

tural, tem sido utilizada, com maior frequência, a guia canina como padrão de desocclusão, nos movimentos bordejantes contactantes⁵.

O padrão oclusal pode ser considerado 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. Assim, as tensões transmitidas para os componentes dos implantes e 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^{2,3}.

A literatura pertinente a este tema ainda é pobre de avaliações qualitativas e quantitativas em relação

¹ Mestre em Clínicas Odontológicas pela PUC Minas

² Professor Adjunto da Faculdade de Odontologia da PUC Minas

³ Professor Adjunto do Instituto Politécnico da PUC Minas

aos efeitos de tensões transmitidas para as estruturas ósseas que os sustentam. A modelagem dessas, por programas de computação gráfica e a análise biomecânica permitida pelo método dos elementos finitos (MEF), tridimensionais, é uma alternativa de abordagem promissora, 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 nos implantes e estruturas de sustentação.

REVISÃO DE LITERATURA

Foram analisadas as tensões de compressão e tração em implantes instalados em mandíbulas edêntulas. Num primeiro momento foram utilizados quatro implantes na região mentoniana, pré-forame, com a extremidade livre bilateral com comprimento de 8 mm. Uma carga vertical de 100 N e horizontal de 10 N foi aplicada em uma das extensões distais. De acordo com o resultado, o primeiro implante sofreu tensão de compressão, enquanto o segundo implante sofreu tensão de tração. Aumentando o comprimento da extensão distal livre para 16 mm, as tensões aumentaram consideravelmente. Próteses com extremo livre bilateral são aceitáveis, mas não podendo exceder esse comprimento em duas vezes a largura de um pré-molar. E mesmo com o uso de mais implantes, esse comprimento continua promovendo a condição desfavorável de carga⁶.

Uma mandíbula com prótese implanto-superada foi simulada, utilizando a análise dos elementos finitos tridimensionais. As variáveis introduzidas no módulo incluíam: densidade do osso esponjoso, comprimento de intermediários e implantes, comprimento do extremo livre, número e arranjo de implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga metálica da infraestrutura. No modelo foi aplicada uma força de 100 N no sentido vertical. Dessa forma, foi concluído que a distribuição de estresse se mostrou melhorada no osso esponjoso, com intermediários e implantes longos e extremidade livre reduzida. Demonstrou-se ainda que o uso da liga de cobalto-cromo (CoCr) parece contribuir para a melhor distribuição das tensões⁷.

Os efeitos das variações dos comprimentos dos extremos livres foram investigados, avaliando-se 55 casos clínicos, com distribuição de carga aplicada verticalmente aos implantes. Foram analisados: obtenção dos modelos dos casos clínicos; introdução da geometria do arco e localização dos implantes no computador; o cálculo máximo permitido para comprimento da extremidade livre. Os resultados obtidos demonstraram que, quando a carga oclusal foi aplicada na região de extremo livre, o primeiro implante (mais

próximo à carga), sofreu tensão de compressão e os implantes seguintes sofreram tensão de tração. Tensões excessivas sempre ocorrem quando a carga oclusal for aplicada nas regiões distais de extremo livre. Quando é analisada a distribuição dos implantes, em visão ântero-posterior, e observa-se a distância superior a 11,1mm, é possível estabelecer a extensão distal suficiente para prover estética, fonética e função, sem maiores complicações biomecânicas. O comprimento máximo da extremidade calculado pelo modelo variou linearmente com a distância ântero-posterior dos implantes⁸.

Tensões foram analisadas em diferentes pontos da superfície de uma coroa implantossuportada, instalada na região do segundo pré-molar inferior, utilizando o método de elementos finitos, 3D. Para tal, confeccionou-se um modelo de uma seção óssea mandibular, simulando osso tipo II, com ausência do segundo pré-molar. Incluiu-se neste modelo um implante de 4,1 x 10 mm (ITI® implant system), a coroa foi confeccionada em cromo-cobalto e porcelana. Ao primeiro modelo, aplicou-se a carga total de 300N na cúspide lingual, ao segundo, 150N na cúspide lingual e 150N na fossa distal e ao terceiro, 100N na cúspide lingual, 100N na fossa distal e 100N na fossa mesial. Os resultados demonstraram que a carga vertical em apenas um local provoca altos valores de tensão no implante e no tecido ósseo adjacente. Quando a carga foi distribuída em dois e três pontos diferentes, foi observado nível menor de tensão. Como conclusão, foi observado que a melhor distribuição das cargas verticais em dois ou três pontos diminui a tensão nos tecidos de suporte².

As forças mastigatórias agindo nos implantes dentários podem gerar tensão indesejável no osso adjacente, podendo causar defeitos ósseos e eventual falha do implante. A influencia do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição de tensões foi avaliado, utilizando o método dos elementos finitos, 3D. Foram confeccionados modelos simulando implantes instalados nas posições verticais, na região de molares mandibulares, com variações no diâmetro e em seu comprimento. A carga mastigatória foi simulada em direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Os valores de tensão de Von Mises foram computados na interface osso/implante. As áreas de tensões máximas foram localizadas em torno do pescoço do implante. Foi concluído que o aumento no diâmetro do implante tem resultado mais satisfatório que o aumento do seu comprimento em relação à diminuição das tensões máximas de Von Mises em torno da cabeça do implante, resultando na distribuição mais favorável das forças mastigatórias simuladas, aplicadas ao estudo⁹.

Com o auxílio de tomografia computadorizada e um programa de computador (Cad-Cam/surgical template), foram analisados os resultados clínicos em cirurgias de carga imediata guiada, tendo quatro implantes como pilares de sustentação da prótese total. Foram analisados 23 pacientes, sendo instalados 92 implantes, com acompanhamento clínico de 6 a 21 meses. O acompanhamento clínico avaliava a inserção óssea, supuração, desconforto do paciente, infecção e mobilidade. Os resultados obtidos mostraram que o índice de sucesso foi de 92,7% na maxila e 100% na mandíbula. A média da perda óssea marginal foi de 1,9 mm no primeiro ano de acompanhamento. Foi possível concluir que este tipo de prótese tem boa previsibilidade e alta taxa de sucesso¹⁰.

MATERIAL E MÉTODOS

Com a utilização do programa SolidWorks® Office Premium 2006 (SolidWorks - Massachusetts, EUA), foram desenhados modelos tridimensionais, que simularam uma prótese implantossuportada, inferior, tipo protocolo de Brånemark, com cinco implantes como pilares, localizados na região mentoniana, intraforames, 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 a distância de 4 mm entre suas plataformas. Todos os implantes são cilíndricos, de 3.75 x 13 mm, com hexágono externo e plataforma de 4.1mm (Titamax II - Neodent®, Curitiba - Brasil).

Os componentes protéticos simulados apresentavam 3 mm de altura e plataforma de 4.1mm. Os componentes protéticos (Mini pilar cônico - Neodent®, Curitiba - Brasil) também são fabricados em titânio (Figura 1).



Figura 1 - Modelo de Elementos finitos de uma prótese total, inferior, implantossuportada.

A infra-estrutura metálica em níquel-cromo (Wironia® BEGO, Bremer/Alemanha) foi simulada

com uma espessura de 6 mm, altura de 4 mm e um comprimento total de 58,75 mm, o que proporciona uma extensão distal de 12 mm em cada uma das extremidades. Envolvendo esta infra-estrutura, foi desenhada a parte gengival em resina acrílica ativada termicamente (Clássico/RMV, São Paulo, Brasil) e os 12 dentes artificiais (Ivoclar Vivadent Ltda, São Paulo, Brasil). O coeficiente de Poisson (ν) e o Módulo de elasticidade (E) de cada um dos distintos elementos que compõe os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente, sendo osso alveolar esponjoso 1.370 MPa (E) e 0.30 (ν); osso alveolar cortical 13.700 MPa (E) e 0.30 (ν); liga de níquel-cromo 188.000 MPa (E) e 0.28 (ν); titânio (E) e 0.35 (ν) e resina acrílica 2.700 MPa e 0.35 (ν). Os padrões de desocclusão foram simulados, aplicando-se a carga de 15 N com uma angulação de 45° (Figura 2)

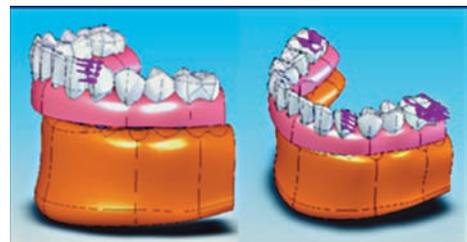


Figura 2 - Amostra da localização do carregamento aplicado nos padrões de desocclusão.

Para o padrão de oclusão, foi aplicada a carga de 15 N, 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, sendo que a força aplicada foi dividida entre os pontos de aplicação e, estes pontos, localizam-se exatamente após o término da infra-estrutura metálica, ou seja, a 13 mm do primeiro implante (Figura 3).

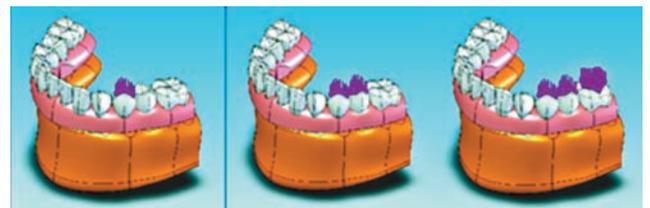


Figura 3 - Amostras das localizações dos carregamentos aplicados nas cargas oclusais, nas três simulações.

Os resultados puderam ser 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 puderam ser obtidos na forma de gráficos que permitiram sua comparação.

RESULTADOS

Após a realização dos experimentos os seguintes resultados foram obtidos:

1 - Os resultados obtidos na análise da distribuição das tensões na interface osso/implante, quando utilizada a desocclusão em guia canino, estão representados nas figuras seguintes, com a mandíbula isolada das demais estruturas para a melhor visualização das representações das cores (Figura 4).

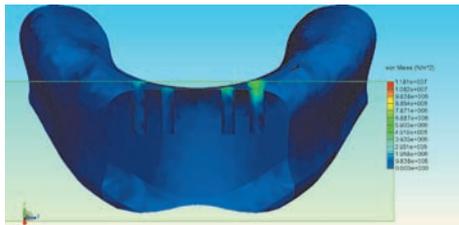


Figura 4 - Desocclusão em guia canino, vista com secção no eixo X.

2 - Os resultados obtidos na análise da distribuição das tensões na interface osso/implante, quando utilizada a oclusão balanceada bilateral, estão demonstrados na Figura 5.

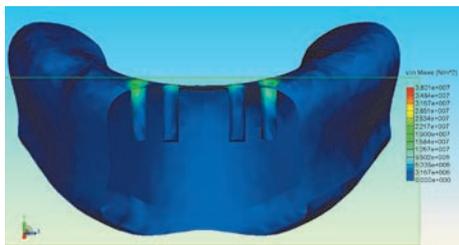


Figura 5 - Oclusão balanceada bilateral, vista com secção no eixo X.

O gráfico abaixo mostra que o valor de tensão máxima encontrado na simulação do padrão de desocclusão em guia canino é aproximadamente 3,22 vezes menor que o valor de tensão máxima encontrado na simulação da oclusão balanceada bilateral. (Gráfico 1)

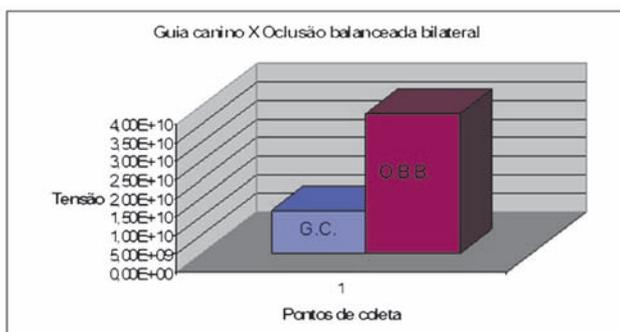


Gráfico 1: Valores de tensão máxima, padrão de desocclusão

Os resultados obtidos nas análises da distribuição das tensões na interface osso/implante estão demonstrados a seguir, com a interface óssea separada do restante do modelo, para uma melhor visualização:

- Cargas oclusais no primeiro pré-molar (Figura 6)

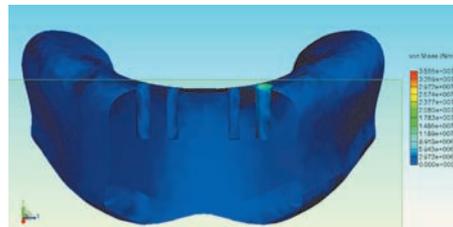


Figura 6 - Carga oclusal no primeiro pré-molar, vista anterior com secção no eixo X.

- Cargas oclusais distribuída entre o primeiro pré-molar e o segundo pré-molar (Figura 7)

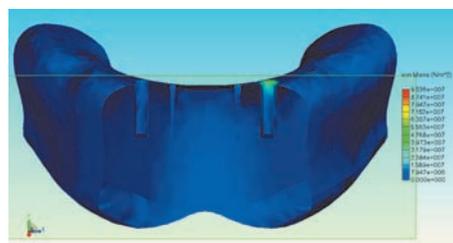


Figura 7 - Carga oclusal no primeiro e segundo pré-molares, vista anterior com secção no eixo X

- Cargas oclusais distribuídas no primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar (Figura 8)

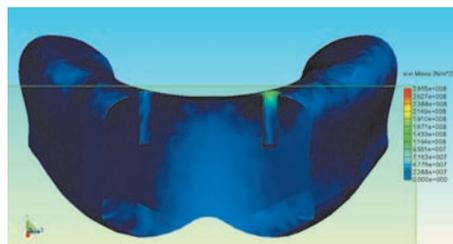


Figura 8 - Carga oclusal no primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar, vista anterior com secção no eixo X.

Quando foram aplicadas 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 (15 N), a tensão sofrida pela interface osso/implante é consideravelmente maior na segunda e maior ainda na terceira simulação, como mostra o gráfico a seguir, com os valores de tensão máxima de cada uma das simulações (Gráfico 2).

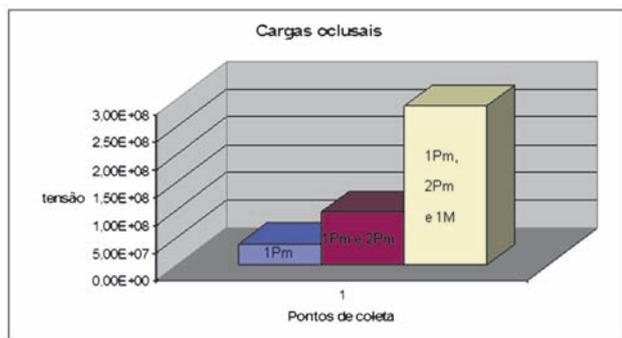


Gráfico 2 - Valores de tensão máxima, padrão de oclusão.

DISCUSSÃO

Observou-se, com bastante freqüência, a preocupação dos autores em relação à oclusão, limitando-se na maioria dos casos, à análises das tensões nos extremos distais livres.¹¹⁻¹³ Muitos destes trabalhos desprezam o material de recobrimento da infra-estrutura metálica, realizando os carregamentos diretamente sobre o extremo livre.¹⁴⁻¹⁶

A revisão deste trabalho em busca de conceitos e filosofias dos padrões de desocclusão, regrediu até o início do século passado, mais precisamente em 1905, quando Christensen¹⁴ descreveu a oclusão balanceada bilateral, iniciando uma corrente sustentada por diversos autores.¹⁵⁻²² Na busca por trabalhos referentes à desocclusão em guia canino, voltou-se a 1919, quando Nagao²³ definiu os conceitos da desocclusão em guia canino, iniciando uma filosofia seguida por diversos autores.²³⁻²⁸ Toda esta pesquisa à procura dos conceitos iniciais dos padrões de desocclusão tinha o propósito de deixar bem claro as definições dos padrões utilizados na prótese total mucossuportada e na prótese fixa dentossuportada. Com esta base histórica, pretendia-se buscar os conceitos na literatura dos padrões de desocclusão utilizados na prótese total implantossuportada. Porém, neste campo de pesquisa, foram encontrados alguns trabalhos relacionados à oclusão, principalmente, às cargas aplicadas na extremidade distal livre e poucas citações referentes aos padrões de desocclusão.

Na verdade, a prótese total implantossuportada é a união dos conceitos da prótese total mucossuportada e da prótese fixa dentossuportada. Mas, em relação ao padrão de desocclusão, qual filosofia deve ser seguida? Pode-se optar pela desocclusão em guia canino, seguindo as orientações da prótese fixa ou mesmo dos ajustes oclusais na dentição natural, procurando concentrar as tensões em uma região que não pertença à região de extremo livre ou optar pela oclusão balanceada bilateral, seguindo algumas correntes da prótese total mucossuportada, visando a melhor distribuição das tensões e conseqüente equilíbrio da prótese.

Infelizmente, o que pode ser constatada clinicamente entre grande parte dos cirurgiões-dentistas, sejam eles Clínicos Gerais ou Protésistas, é que a opção mais comum de escolha é a desocclusão em guia canino, devido à simplicidade de obtenção ser maior que no caso da oclusão balanceada bilateral, sendo esta talvez, uma das únicas razões desta opção.

A preocupação com a distribuição e absorção das tensões geradas pelos padrões de oclusão e desocclusão em uma prótese implantossuportada deve ser tratada com bastante cuidado e atenção. A oclusão pode ser considerada fator fundamental para o sucesso das próteses fixas implantossuportadas, não só nas próteses sobre implantes, mas em todas as áreas da odontologia.

Nas próteses múltiplas com extremo livre distal, a estabilidade oclusal com contatos múltiplos bilaterais e simultâneos, com uma desocclusão rápida, de preferência pelo canino, não por ser melhor, mas por ser mais fácil de construir em uma prótese, fará com que as tensões resultantes sejam distribuídas por toda prótese e seus componentes, incluindo parafuso de ouro, componente protético e implante.²⁹

Os resultados constatados neste trabalho contestam esses achados, pois pode ser notado que a distribuição das tensões na desocclusão em guia canino concentra-se na região do primeiro e segundo implantes e que na oclusão balanceada bilateral, as tensões resultantes apresentam-se mais distribuídas ao longo da infra-estrutura. A facilidade ou dificuldade de utilização de uma ou outra técnica é pertinente a cada profissional, porém, o padrão de desocclusão em guia canino deve ser utilizado de preferência por ser melhor, resultando e menores valores de tensões a toda a infra-estrutura.

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, sob o extremo livre, induzirá ao implante mais distal, a uma tensão de compressão, e os implantes próximos a ele a uma tensão de tração.^{6,8,13,14,30,31.}

A 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.¹³

A aplicação de cargas em uma infra-estrutura de prótese sobre implante, produz certa quantidade

de energia de deformação no sistema, resultando em deformação e deflexão da infra-estrutura. Se 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 grande redução de energia transmitida e baixa concentração de estresse nos demais implantes.³¹ A distribuição de estresse pode ser constatada neste trabalho, durante as simulações dos carregamentos das cargas oclusais, em todas as simulações.

Portanto, os resultados obtidos 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 pela interface osso/implante e as distribuições destas tensões localizam-se nas mesmas regiões, mesmo que o valor do carregamento gere tensões bem maiores.

CONCLUSÕES

Em uma prótese total inferior implantossuportada, tipo protocolo de Brånemark, o padrão de desoclusão de escolha é da guia canino, sendo contraindicada a utilização da oclusão balanceada bilateral. Quanto mais extensa a extremidade distal livre, mais comprometidas serão as interfaces osso/implante. Independente do comprimento do extremo livre distal, as maiores tensões sempre se localizam na interface osso/implante na região do implante mais próximo ao ponto de aplicação da carga.

ABSTRACT

This work examined, by the method of three-dimensional finite element, the tensions generated on the bone/implant interface, by different standards of disclusion (Canine guide (GC) and balanced bilateral occlusion (OBB)) and occlusion (in the first simulation, the shipment was applied in the occlusal surface of the first premolar, in second, in the first and in the second premolar, and in the third, in the first and the second premolar and in the first molar) in a complete denture. It developed a three-dimensional model of the complete denture, standard protocol of Brånemark. The package of the program SolidWorks® was used in the pre and post-processing of data. The results show that the standard of disclusion in GC creates more tension in the region of the first interface between implant and tissue support and the OBB, tensions were high in the region of bone/implant interface of the first and the last implants. The maximum stress found in the simulation of OBB was 3.2 times higher than found in the GC. On the

standard of occlusion in the region of cantilever presented a distribution of the tensions uniform in the three simulations, with the biggest levels of tension located in the region of the first implant, in all the cases. However, as the shipments had been dislocating for distal, the tensions increased considerably. The pattern of disclusion in GC is more suitable for this type of prosthesis. Then more extensive the cantilever, more compromised will be the interface implant/bone and independent of the length of cantilever, the biggest tensions always be situated in the region of the interface implant/bone on the implant next to the application point of the load.

DESCRIPTORS

Occlusion, dental implantation, 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. Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxillae 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. Pokorny GM, Solar P. Biomechanical of endosseous implant. *Quintessence* 1996:291-317.
7. Rubo JH, Curran JH, Zarb GA. Finite element analysis of stress distribution on dental implants: a study of seven clinical variables. *J Dent Res.* 1998;77:245.
8. McAlarney ME, Stauropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical cases. *J Prosthet Dent.* 2000;83:332-43.
9. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, KonvicKová S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-5.

10. Malo P, Nobre MA, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent.* 2007;97:S26-S34.
11. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridge work supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000. 1994;4:23-40.
12. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15:1330-4.
13. 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.
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. Christensen C. The problem of the bite. *Dent Cosmos.* 1905;47:1184-95.
16. Granger ER. Functional relations of the same stomatognathic system. *J Am Dent Assoc.* 1954;4:638-47.
17. Kurt LE. Balanced occlusion. *J Am Dent Assoc.* 1954;4:150-67.
18. Pound E. Lost-fine arts in the fallacy of the ridges. *J Prosthet Dent.* 1954;4:6-16.
19. Landa JS. Biologic significance of balanced occlusion and balanced articulation in complete denture service. *J Am Dent Assoc.* 1962;65:489-94.
20. Campos RP. Occlusal balance in complete dentures. *Rev Odontoestomatol.* 1970;1:15-20.
21. Nairn RJ. Later al and protrusive occlusion. *J Dent.* 1973;1:181-7.
22. Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1979;42:335-41.
23. Nagao M. Comparative studies on the curve of spee in mammals, with a discussion of its relation to the form of the fossa mandibularis. *J Dent Res.* 1919;1:159-202.
24. Shaw DM. Form and function in the teeth. *Int J Orthodont.* 1924;10:703-18.
25. Jankelson B, Hofmann GM, Hendron JA. The physiology of the stomatognathic system. *J Am Dent Assoc.* 1953;46:375-86.
26. D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of a man. *J Prosthet Dent.* 1961;11:899-915.
27. Sheppard IM. Denture base dislodgment during mastication. *J Prosthet Dent.* 1963;13:462-8.
28. Heartwell CM, Rahn AO. *Syllabus of Complete Dentures.* 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1974. p.197-206.
29. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richiter J. *Biomechanics. Color Atlas of Dental Medicine Implantology.* New York: Thieme Medical Publishers, 1995. p.81-90.
30. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-7.
31. 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.

Recebido em: 07/08/08

Aprovado em: 11/09/08

Correspondência:

Gustavo Diniz Greco

Rua Pedra Bonita, 924

30430-390 - Belo Horizonte – MG.

Fone/fax: 31-3334-3673 Celular: 8455-1945

E-mail: gustavodgreco@yahoo.com.br