

Morfologia, resistência à fadiga e à compressão dos implantes Nobel Biocare de corpo único e dois corpos

Fatigue loading, fracture resistance and morphological characteristics of one and two-piece Nobel Biocare dental implants

Flávia Rabello de Mattos*
Carlos Nelson Elias**
Sergio Henrique Gonçalves Motta***

RESUMO

Devido à alta taxa de sucesso os implantes dentários são usados como excelente opção para a reabilitação de pacientes parcialmente e totalmente edentados. Entretanto, existem aspectos biomecânicos que podem trazer complicações e que precisam ser investigados. O objetivo deste estudo foi avaliar a morfologia, a resistência à fratura sob compressão e à fadiga de implantes dentários de corpo único e de dois corpos da empresa Nobel Biocare. Para os ensaios mecânicos as amostras foram divididas em três grupos: grupo 1- implante de corpo único submetido à carga compressiva com inclinação de 10 graus em relação ao seu eixo longitudinal; grupo 2- implante de dois corpos com componente reto e cargas compressivas inclinadas em 10 graus; e grupo 3- implantes de dois corpos com carga compressiva formando 15 graus com o eixo longitudinal do implante. Os três grupos foram submetidos à análise morfológica através de microscópio eletrônico de varredura e ao teste de resistência à fadiga e à fratura sob compressão. Os ensaios de fadiga foram realizados com a máquina servohidráulica MTS e os de compressão com a máquina de ensaio universal EMIC DL1000. As superfícies dos implantes apresentaram morfologia heterogênea e saliências características do tratamento de anodização. As amostras dos três grupos não apresentaram fratura, porém o grupo I apresentou maior resistência mecânica à compressão. A análise estatística usando o teste Anova indicou que os implantes de corpo único e os de dois corpos não apresentaram diferença estatística significativa quanto à resistência à fadiga.

Unitermos - Fadiga; Resistência à fratura; Implantes dentários; Características morfológicas.

ABSTRACT

Dental implants are an excellent option for the rehabilitation of total and partially edentulous patients due to their high success rates. However, there are biomechanical aspects, which may bring about complications and thus should be better investigated. The objective of this study was to evaluate the morphology, resistance to fracture and fatigue of one and two-piece dental implants. The samples were divided into three groups: group 1- one-piece implant tilted at a 10 degree angle and loaded longitudinally; group 2- two-piece implant with esthetic abutment tilting the sample at a 10 degree angle and loaded longitudinally; and group 3- two-piece with esthetic abutment tilting the sample at a 15 degree angle and loaded longitudinally. The three groups were submitted to morphological analysis using scanning electron microscopy and to a fracture and fatigue resistance tests. Fracture resistance was performed in the universal testing machine EMIC DL1000 and fatigue at the dynamic servo-hydraulic test system MTS™. The results showed porosity and protrusions on the analyzed surfaces characteristic to the anodizing treatment. The samples from all groups did not show fracture failure, but group I presented greater resistance to fracture. In conclusion, the Anova test did not show a noticeable statistical difference between one-piece and two-piece dental implants regarding biomechanical performance.

Key Words - Fatigue; Fracture resistance; Dental implants; Morphological characteristics.

** Doutora em Implantodontia; Pós-doutoranda em Ciência dos Materiais - IME; Professora dos cursos de Especialização em Implantodontia da Clivo, Faisã-Ciodonto, Aorj e Fapi; Professora da Graduação da FOV na Disciplina de Implantodontia.

** Doutor em Ciência dos Materiais; Professor do Instituto Militar de Engenharia.

*** Doutor em Implantodontia; Professor dos cursos de Especialização em Implantodontia da Clivo, Fapi, Faisã-Ciodonto, Aorj.

Introdução

Os implantes dentários são amplamente empregados em reabilitações de pacientes edêntulos totais ou parciais. Porém, quando alguns aspectos biomecânicos não são observados podem surgir complicações protéticas que levam à falha e insucessos mecânicos dos sistemas¹. Durante a mastigação é criado um carregamento complexo formado por tensões normais e cisalhantes, forças verticais, horizontais e inclinadas complementadas por diferentes momentos. Neste contexto, os ensaios mecânicos *in vitro* são essenciais para prever a aplicação clínica com segurança. Os objetivos dos ensaios mecânicos são quantificar as propriedades dos materiais explicando a relação entre a resistência mecânica e seu processamento².

As superfícies dos implantes devem ser caracterizadas quanto à composição química, topografia e bioatividade, uma vez que estas propriedades influenciam na osseointegração³⁻⁴. A qualidade do acabamento superficial dos implantes influencia na osseointegração, sendo importante a combinação das propriedades físicas, químicas, mecânicas e microestruturais⁴⁻⁵.

Dados da literatura⁴ mostraram que para os implantes jateados com partículas de TiO₂ para serem removidos necessitam de um torque 20% maior que os implantes usinados. A maior resistência para remoção dos implantes jateados é atribuída à criação de microcavidades na superfície do implante, as quais facilitam a bioadesão das células⁴. Estes resultados demonstram importância do tratamento da superfície do implante.

Os implantes com as superfícies tratadas com ácido mostram superfícies com maior homogeneidade e menor rugosidade que os implantes usinados⁵⁻⁶. No entanto, os implantes com superfície tratada necessitam de maiores torques de remoção⁵⁻⁶. Os implantes jateados seguido de tratamento com ácido apresentam microcavidades com diferentes formas e tamanhos⁶. As superfícies com tratamento eletroquímico de anodização mostram a presença de saliências na forma de pequenos cones, apresentam maiores rugosidades e melhores condições para induzir a osseointegração⁶.

Mesmo em situações de pacientes com oclusão fisiologicamente normal pode ocorrer a fratura do implante⁷⁻⁸, a qual é um fator que induz à reabsorção óssea adjacente ao implante. Vários aspectos biomecânicos influenciam na fratura do implante sendo a carga mastigatória um dos fatores mais importantes. No entanto, devido à complexidade dos fatores envolvidos na mastigação, existe uma grande dificuldade para a análise das cargas mastigatórias⁸⁻⁹.

A fratura dos materiais metálicos consiste na separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas extrínsecas, as quais podem ser induzidas, através da aplicação de cargas lentas

por tração, flexão, compressão e torção. A fratura pode ocorrer pelo impacto, por carregamentos repetitivos ou por cargas de baixa intensidade que atuam durante tempos longos².

Os parafusos de fixação podem apresentar fratura por fadiga¹⁰. Esta falha ocorre devido ao carregamento cíclico do processo mastigatório com duração de 20 minutos por dia e 80 ciclos por minuto. Quando as condições biomecânicas são favoráveis os parafusos de fixação oferecem boa resistência à fadiga¹⁰.

A oclusão é um fator importante para a determinação da direção do carregamento do implante e da prótese implante-suportada. As forças compressivas devem ser predominantes na oclusão da prótese, uma vez que o osso cortical tem maior resistência à compressão que à tração.

A resistência à fadiga e a condição de falha de implantes com dois desenhos e diferentes sistemas de interface implante-pilar de restaurações unitárias foram avaliadas¹⁰. Os corpos-de-prova foram submetidos a 1.800.000 ciclos, frequência de 75 ciclos/minuto. Os resultados mostraram que os parafusos dos pilares CeraOne fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, enquanto que os pilares ITI permaneceram estáveis.

A resistência *in vitro* do sistema de implante cônico com angulação de carregamento de 20 e 45 graus e três materiais de parafuso de retenção (liga de titânio, liga de ouro e titânio comercialmente puro) foram comparadas¹¹. Os resultados mostraram que é viável a inclinação dos implantes até o limite de 45 graus com emprego de parafusos retentivos dos materiais analisados. Os testes também indicaram que independente do material do parafuso, o emprego da inclinação até 20 graus pode resistir ao carregamento de até 900 N.

Material e Métodos

No presente trabalho cinco implantes de corpo único e dez implantes de dois corpos produzidos pela empresa Nobel Biocare foram analisados e submetidos aos ensaios mecânicos de compressão e de fadiga.

Os implantes com diâmetro de 3,5 mm e 13,0 mm de comprimento foram embutidos em resina e divididos em três grupos:

- **Grupo 1:** implantes de corpo único com designação comercial Direct.
- **Grupo 2:** implantes de dois corpos com designação comercial Replace Tapered. Ao implante foi acoplado o pilar *esthetic abutment* Nobel NP.
- **Grupo 3:** implantes de dois corpos com designação comercial Replace Tapered. Ao implante foi acoplado o pilar *esthetic abutment* Nobel NP.

Antes dos ensaios mecânicos, uma amostra de cada grupo

foi observada no microscópio eletrônico de varredura (MEV) JEOL modelo LSV4800 (Jeol, Japão) para análise da morfologia da superfície dos implantes. As análises da morfologia dos implantes foram feitas em três regiões: interface entre o pescoço do implante e corpo do implante; região do corpo do implante para análise dos filetes da rosca e região do ápice.

Para os ensaios mecânicos, os implantes foram fixados em cilindros de resina Resapol T-208 (Figura 1), a qual foi vertida em um suporte de alumínio. Para garantir o correto posicionamento e inclinação dos implantes empregou-se um transferidor e uma régua.

Os implantes foram submetidos ao ensaio de compressão para determinar a carga máxima de resistência do sistema. Para avaliar a influência da inclinação do implante na resistência mecânica os implantes do grupo 1 foram inclinados em 10° em relação à base da resina e os implantes dos grupos 2 e 3 foram inclinados em 10° e 15° em relação à perpendicular da base da resina, respectivamente.

Para fixação dos pilares aos implantes de dois corpos e para controle do torque de aperto do parafuso foi utilizado o torquímetro digital Lutron (TQ 8800) com capacidade de 150 Ncm. Os parafusos dos pilares foram apertados com torque de 35 Ncm para a obtenção da pré-carga preconizada pelo fabricante dos implantes.

Para o ensaio de compressão, as amostras foram fixadas na máquina de ensaio universal EMIC (S. José dos Pinhais/PR) modelo DL-10000 com programa Tesc versão 3.04 e célula de carga de 10 kN. Para avaliar a resistência à fratura (Figura 2), aplicou-se um carregamento compressivo crescente perpendicular à base da resina. O deslocamento do sistema da máquina foi de 10 mm/min. A carga foi aplicada com os implantes inclinados e determinou-se a carga máxima para deformar o sistema.

Para o ensaio de fadiga, cada amostra foi submetida à carga compressiva de 2,0 kN. Esta carga equivale a 75% da carga máxima de resistência determinada no ensaio de compressão dos implantes dois corpos inclinados em 10°. Este valor da carga foi usado com base na recomendação da Norma ASTM F 384-06 (Standard Specifications and Test Methods for Metallic Angled Orthopedic Fracture Fixation Devices). Antes do início do ensaio de fadiga a máquina de ensaio servohidráulica aplicou cargas de compressão 2 kN para acomodação do sistema. Após 100 ciclos, a carga total aplicada pela máquina foi elevada para 12 kN (122 kgf), este procedimento foi adotado para que a carga média em cada implante fosse de 2,0 kN (204 kgf). O ponto de aplicação da carga incidiu diretamente na extremidade superior do pilar sem a infraestrutura protética. A carga foi aplicada com frequência de 50 Hz a temperatura ambiente de 25°C.

Para confirmar a existência do contato entre o dispositivo de ensaio e o pilar empregou-se um multímetro (Figura 2). Para

observar o afrouxamento e soltura do pilar, o ensaio de fadiga foi interrompido a cada 500.000 ciclos e os parafusos protéticos foram reapertados com o torquímetro digital. Durante o ensaio foram feitos dois reapertos dos parafusos protéticos. Devido à deformação das amostras, o ensaio de fadiga foi interrompido com 1.800.000 ciclos. Levando em consideração 1.600 ciclos de mastigação por dia, o tempo da interrupção do ensaio no presente trabalho equivale a aproximadamente 2,2 anos de uso da prótese. Os parâmetros dos testes basearam-se em dados de trabalho da literatura^{7,10-11}, o qual sugere as condições para testes de fadiga por compressão *in vitro*.

Resultados

Mostra-se na Figura 3 as morfologias das superfícies dos implantes analisados. Pode-se observar que a região do colar dos implantes apresenta marcas de usinagem oriundas do processo de fabricação e o corpo apresenta morfologia com características do tratamento de anodização. As amostras dos grupos Nobel Biocare Direct e Replace apresentaram superfície com morfologias semelhantes. As superfícies dos implantes possuem a designação comercial TiUnite, a qual é caracterizada pela presença de saliências com tamanhos diferenciados. Na região cervical existe menor densidade de saliências que na região central e apical do implante. A maior densidade de saliências e menor altura foi encontrada na região apical do implante.

Na Tabela 1 são apresentadas as médias das cargas máximas suportadas pelos implantes nos ensaios mecânicos de compressão uniaxial. A carga aplicada no ensaio de fadiga foi 75% da média da carga máxima de resistência determinada em compressão. O ensaio de fadiga foi interrompido em 1,8 10⁶ ciclos, uma vez que não foi observada a falha de qualquer amostra.

TABELA 1 - FORÇA MÉDIA MÁXIMA SUPORTADA PELOS IMPLANTES SUBMETIDOS À COMPRESSÃO COM A CARGA ANGULADA EM RELAÇÃO AO EIXO DO IMPLANTE

Grupo	Tipo	Ângulo	Força (N)
Grupo 1	Corpo único	10	5.858 N
Grupo 2	Dois corpos	10	2.637 N
Grupo 3	Dois corpos	15	1.649 N

Análise e discussão dos resultados

Morfologia da superfície

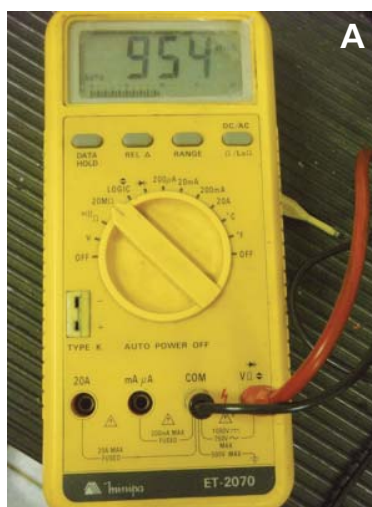
As análises da morfologia na região do colar dos implantes mostraram que os implantes de corpo único e dois corpos possuem ranhuras oriundas do processo de usinagem e pontos brancos depositados durante o processo de anodização. Pode-se considerar que os pontos brancos são defeitos oriundos do

processo de fabricação, uma vez que nesta região as células em maior número são fibroblastos, as quais aderem com maior facilidade em regiões com superfícies lisas. Por outro lado, havendo reabsorção óssea ou exposição desta região, existe grande possibilidade de adesão de biofilme. Além disto, considerando que os implantes de corpo único devem ficar com a região lisa supraóssea, a existência de pontos brancos é um fator potencializador para formação de biofilme.

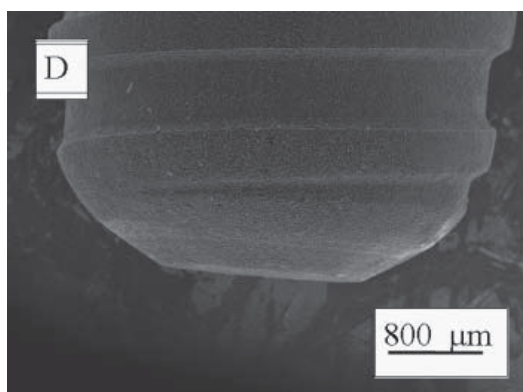
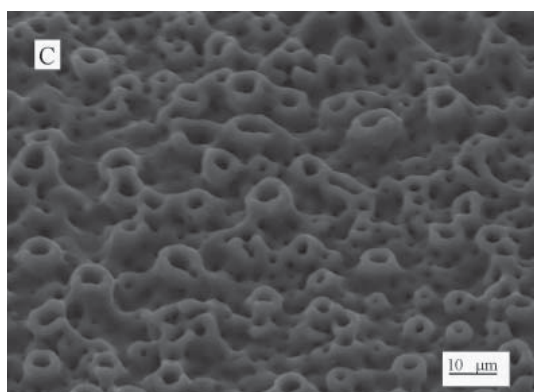
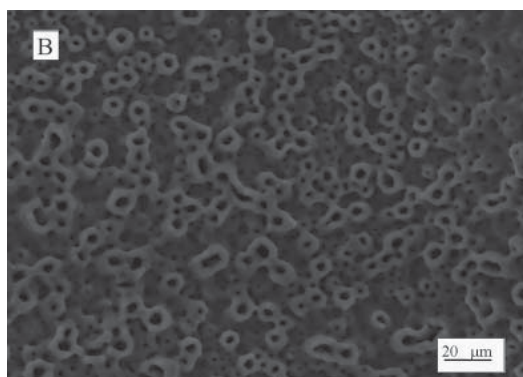
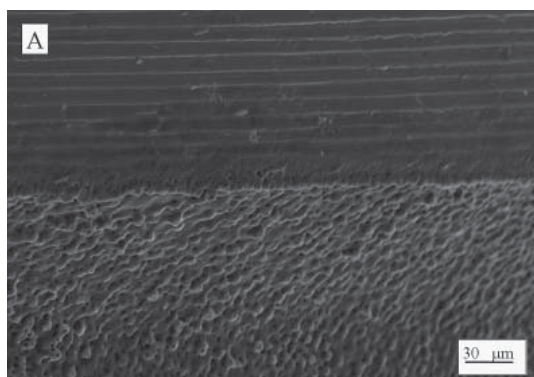
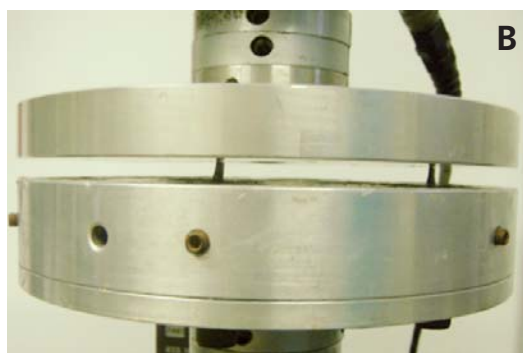
A morfologia da superfície no corpo do implante apresentou saliências na forma de pequenos vulcões. As características da superfície dos implantes, em especial a microestrutura, cristalinidade, rugosidade, composição química, propriedades mecânicas



Figura 1
Implante de dois corpos após o embutimento na resina.



Figuras 2a e 2b
A. Multímetro para controlar o contato do implante com a peça de compressão do ensaio de fadiga; e B. Dispositivo do ensaio de fadiga na máquina MTS.



Figuras 3a a 3d
Morfologia da superfície do implante de corpo único e dois corpos.

e químicas dos implantes tratados por oxidação dependem das condições empregadas no processo eletroquímico principalmente da composição química do eletrólito, temperatura da solução, tempo, voltagem e corrente aplicada⁶.

A empresa Nobel Biocare adota dois procedimentos para tratar as superfícies dos implantes. Alguns implantes com a superfície TiUnite são tratados a partir do colar, outros são tratados em todo o corpo do implante, inclusive no colar. Os procedimentos cirúrgicos são diferentes para os tipos de implantes. O nível de rugosidade deve ser controlado porque as células pré-osteoblásticas necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação. Pode-se observar na Figura 3 que as superfícies dos implantes nas regiões do corpo e do ápice possuem características morfológicas diferentes do colar.

Em algumas regiões é possível observar que ocorrem intercomunicações entre as saliências na forma de vulcões. Em aumentos maiores pode-se observar irregularidades no vértice das roscas. Existem trabalhos que descrevem a importância dos cuidados durante a fabricação do implante e analisam a influência do manuseio e da limpeza da superfície do implante, as quais influenciam fortemente na energia da superfície⁵. A presença de contaminantes normalmente é atribuída ao processo de limpeza e ao tratamento da superfície do implante. A existência de resíduos e a presença de impurezas na superfície do implante comprometem a adsorção, absorção e diferenciação das células. Portanto, é recomendável que a superfície do implante deva ser isenta de impurezas¹². No entanto, não existe norma técnica ou dados na literatura que defina a quantidade de contaminação aceitável ou identificação das mais prejudiciais¹²⁻¹⁴.

Resistência à compressão

Nos ensaios para determinar o limite de resistência à compressão, aplicou-se um carregamento crescente perpendicular à base da resina. A carga foi aplicada com os implantes inclinados em 10 graus e 15 graus. Após o ensaio de compressão foi obtido um gráfico carga *versus* deslocamento. A curva obtida foi semelhante a do ensaio de tração dos materiais metálicos, uma parte reta que representa a região do comportamento elástico e uma parte com forma ascendente, esta corresponde à região de deformação plástica. Após o ponto máximo da região ascendente houve redução da carga para continuar a deformação. O ponto máximo da curva foi considerado o limite de resistência à compressão, os quais são mostrados na Tabela 1. No presente trabalho não foi observada a fratura dos implantes, dos pilares ou dos parafusos durante a compressão, os ensaios foram interrompidos após deformação plástica intensa.

No que se refere à fratura dos implantes e dos componentes protéticos, os resultados do presente trabalho discordam dos cita-

dos^{10,15}, os quais descreveram as complicações referentes aos problemas mecânicos, tais como: fratura de prótese, fratura de parafuso de ouro da prótese, fratura do parafuso de fixação do pilar e fratura do implante. Perante esses relatos pode-se relacionar os estudos¹⁶⁻¹⁸ que citam os fatores relacionados à fratura dos parafusos de ouro de fixação dos componentes protéticos, considerando a principal causa a aplicação do torque inadequado. Os problemas mecânicos citados com maior frequência envolvem os componentes dos implantes dentários, portanto relacionados aos parafusos de fixação das supraestruturas. Destacam-se¹⁷⁻¹⁸ os aspectos relacionados à maior incidência das fraturas na região posterior da maxila e mandíbula. Relataram que nas regiões de pré-molares e molares observa-se os maiores índices de riscos relacionados aos problemas biomecânicos, destacando o grau de dificuldade quanto à análise devido a grande quantidade de variáveis relacionadas.

No presente trabalho, os implantes não apresentaram fratura durante o ensaio de compressão. As amostras apresentaram deformação macroscópica intensa. As amostras do grupo 1 suportaram carga média de 5.858 N; os implantes do grupo 2 suportaram 2.637 N e os implantes do grupo 3 um valor médio de 1.649 N. Pode-se afirmar que os implantes de corpo único com inclinação de 10 graus são mais resistentes à força máxima empregada do que os implantes de dois corpos inclinados em 10 graus e 15 graus. Independente dos valores encontrados, não foi observada fratura de nenhum implante de corpo único. Os valores determinados no ensaio de compressão são elevados para os níveis normalmente encontrados no meio bucal.

Existindo^{15,17-18} tolerância dimensional adequada e bom acabamento da plataforma do implante e do pilar é possível acoplar pilares aos implantes com uma pré-carga de 10 Ncm à 32 Ncm. Este procedimento reduz o afrouxamento dos componentes protéticos. É importante o emprego dos torquímetros manuais ou digitais para aplicar a pré-carga nas conexões e diminuir o índice de perda de parafusos¹⁸. Respeitando a indicação e concordando com os autores citados, no presente trabalho os parafusos foram acoplados aos pilares com um torque de 35 Ncm para a obtenção da pré-carga preconizada pelo fabricante da empresa dos implantes Nobel Biocare. Seguindo a recomendação do fabricante e da literatura pertinente relacionada aos valores para torque dos parafusos, não foi observado o afrouxamento em todos os implantes e pilares acoplados durante os ensaios realizados nos testes de compressão e fadiga. Este resultado mostra que a pré-carga usada nos parafusos foi adequada.

Resistência à fadiga

Os resultados obtidos no ensaio de fadiga deste trabalho foram analisados considerando-se alguns aspectos, tais como: sobrecarga no sistema, tipo de pilar, ângulo de inclinação do

implante e deformação do sistema. Como descrito, as amostras foram submetidas a carregamentos cíclicos de compressão com o objetivo de simular a função mastigatória. As cargas aplicadas em todas as amostras foram maiores do que as normalmente encontradas *in vivo*. Optou-se por esta metodologia, baseado na proposta existente na literatura^{7,10-11} para ensaios de fadiga *in vitro* de componentes metálicos de implantes dentários.

As propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro, da liga de titânio Ti-6Al-4V e do osso cortical são diferentes, o módulo de elasticidade do titânio é em torno de cinco vezes maior que do osso cortical. O material ideal para implantes deve ter o módulo de elasticidade próximo ao módulo de elasticidade do tecido ósseo (entre 10 GPa e 30 GPa) para minimizar os problemas de reabsorção óssea. Por essa razão utilizamos a resina poliéster que apresenta módulo de elasticidade próximo ao do osso humano.

Estima-se que são realizados 1.600 ciclos mastigatórios por dia⁹. No ensaio de resistência à fadiga foram aplicados 1,8 10⁶ ciclos, para a média de ciclos mastigatórios teóricos. Os implantes da empresa Nobel Biocare foram submetidos ao carregamento equivalente a dois anos e dois meses de função com carga média de 2 kN.

Os componentes pré-fabricados com ligas de titânio e sistemas antirrotacionais internos resistem mais à fadiga que com conexões externas. Sob condições de carregamento compressivo, os implantes com hexágono interno falham com carga 814 N. No presente trabalho, os resultados obtidos corroboraram no que se refere à resistência dos implantes de hexágono interno. Avaliou-se o tipo de componente e a inclinação do complexo pilar-implante, em diferentes situações. Outro aspecto importante está relacionado com a inexistência de uma superestrutura protética instalada nas amostras. Além de simplificar o estudo, a metodologia utilizada para os ensaios de fadiga é justificada uma vez que demonstra de forma mais clara a resistência dos pilares acoplados aos implantes, tendo em vista que com a presença

de uma estrutura protética haveria fatores potencializadores da carga aplicada; em função da forma da prótese, largura da mesa oclusal e inclinações das cúspides.

Os resultados do ensaio de fadiga mostraram que as amostras não apresentaram fratura do parafuso de fixação do pilar. Aplicou-se carga média em cada implante de 2.000 N (204 kgf) e após cada 500.000 ciclos fez-se o aperto dos parafusos com um torquímetro digital. O valor da carga usada no ensaio de fadiga foi calculado como sendo 75% da carga máxima de resistência em compressão uniaxial do sistema. Este comportamento demonstra que os parafusos de fixação do pilar, assim como os pilares e implantes apresentaram boa resistência à fadiga, pois foram submetidos a cargas muito maiores que as cargas funcionais.

A análise estatística dos resultados dos ensaios de fadiga usando o teste de Student e Anova ($p < 0,05$) indicou que não há diferença estatística significativa no comportamento dos sistemas de implantes para carregamentos de 1.800.000 ciclos e cargas compressivas de 2 kN.

Conclusão

Os implantes de corpo único e dois corpos apresentaram morfologias superficiais semelhantes. Os implantes de corpo único com inclinação de 10 graus têm maior resistência à compressão do que os implantes de dois corpos inclinados em 10 e 15 graus. Não foi observada diferença estatística significativa no comportamento em fadiga entre os implantes de corpo único e de dois corpos.

Recebido: mai/2009

Aprovado: ago/2009

Endereço para correspondência:

Flávia Rabello de Mattos

drflaviarm@uol.com.br

Referências bibliográficas

1. Pye AD, Lockhart DEA, Dawson, MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *Journal of Hospital Infection* 2009;72:104e110
2. Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007. p.1.
3. Baró AM, García N, Miranda R, Vázquez L, Aparicio C, Olivé J et al. Characterization of surface roughness in titanium dental implants measured with scanning tunnelling microscopy at atmospheric pressure. *Biomaterials* 1986;7(6):463-6.
4. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(1):24-30.
5. Elias CN, Oshida Y, Limad JHC, Muller CA. Relationship between surface properties, roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J of Mech Behavior of Biomed Mat* 2008;1(1):234-42.
6. Elias CN, Lima JHC, Costa e Silva F, Menezes GC. Diferentes superfícies dos implantes dentários. [Apresentado no III Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais; 2004; Campinas, SP].
7. Takayama Y, Takishin N, Tsuchida F, Hosoi T. Survey on use of titanium dentures in Tsurumi University Dental Hospital for 11 years. *J Prosthodontic Res* 2009;53(2):53-9
8. Zanivan DS, Elias CN, Daróz SR. Análise da superfície de fratura de implante osseointegrado e mecanismos envolvidos na cicatrização. *ImplantNews* 2009;6:39-46.
9. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):15-46.
10. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.
11. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J. Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
12. Elias CN, Lima JHC. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação. *Rev Bras Implant* 2001;7(1):21-5.
13. Elias CN, Lima JHC, Santos MV. Modificações da superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. *ImplantNews* 2008;5:467-76.
14. May JE, Busquim, TP, Nascente, PAP; Elias CN. Caracterização do óxido de titânio formado nas superfícies Vulcano Actives e TiUnite. *Revista Brasileira de Implantodontia* 2008;13:6-10.
15. Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008; 99(4):251-6.
16. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
17. Eckert, SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):662-7.
18. Binon PP. The role of screws in implants systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.