

Análise da resistência à fratura entre pilares retos e angulados do sistema cone Morse

Analysis of resistance to fracture between straight and angled abutments of Morse taper system

Vanessa Tavares de Gois SANTOS^{a*}, Cleverson Luciano TRENTO^a, Pricila Rejane Silva SANTOS^a, Allancardi dos Santos SIQUEIRA^a, Silvando Vieira dos SANTOS^a, Sandro GRIZA^a

^aUFS – Universidade Federal de Sergipe, Aracaju, SE, Brasil

Resumo

Objetivo: Analisar a resistência à fratura por fadiga dos conjuntos implante-pilar, nos tipos reto e angulado, submetidos a cargas cíclicas similares às mastigatórias. **Material e método:** Foram utilizados 32 implantes (3,75 × 11 mm) com sistema cone Morse e 32 pilares, separados em dois grupos: pilares retos e angulados (n=16) (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Os conjuntos foram submetidos a testes cíclicos em equipamento servo-hidráulico, fixando-se o número de ciclos em cinco milhões. Foram avaliados: número de ciclos, carga e momento de força das amostras. O Teste de Fisher e o Teste ANOVA foram aplicados (p<0,005). Amostras fraturadas foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). **Resultado:** Dos pilares retos, quatro resistiram ao número de ciclos estabelecidos, suportando cargas entre 470 N e 510 N. No grupo dos angulados, nove amostras resistiram a cargas entre 570 N e 890 N. Quanto às amostras fraturadas abaixo do número de ciclos, no grupo pilar reto, nove fraturaram com cargas entre 470 N e 630 N. No grupo pilar angulado, cinco amostras fraturaram com cargas entre 760 N e 890 N. Foi calculado, para cada conjunto implante-pilar, o momento de força (Médias: Grupo reto – 4.335,2 Nmm, Grupo angulado – 3.923,3 Nmm). **Conclusão:** Os dois tipos de pilares (retos e angulados), em condições in vitro, comportaram-se estatisticamente de forma semelhante, sendo aceita a hipótese nula de que não há diferença de resistência à fratura entre os grupos.

Descritores: Implantes dentários; resistência de materiais; fenômenos mecânicos.

Abstract

Objective: The aim of this study was to verify the fatigue fracture resistance of the implant-abutment joint, in straight and angled types, subject to cyclic loads similar to chewing. **Material and method:** It was used 32 implants system (3.75 × 11mm) with Morse taper and 32 abutment, divided in two groups: abutment straight and angled (n = 16) (Neodent, Curitiba, PR, Brazil). The sets were submitted to cyclic testing using servo-hydraulic equipment, fixing the number of cycles at 5 million. It was evaluated the number of cycles, load and moment force of the samples. The Fisher test and ANOVA were applied (p<0,005). Fractured samples were analyzed in the scanning electron microscopy (SEM). **Result:** Straight abutment, four resisted the cycles number established, supporting loads between 470N and 510N. Angled abutment: nine resisted to loads between 570N and 890N. Regarding the fractured samples below the number of cycles, in the straight abutment, nine fractured with loads between 470N and 630N. In the angled abutment, five fractured with loads ranging from 760N and 890N. The moment of the force was calculated for each joint implant-abutment (Averages: Straight Group - 4335,23Nmm, angled Group - 3923,37Nmm). **Conclusion:** Two types of abutments (straight and angled), in vitro conditions, statistically behaved similarly, and accepts the null hypothesis that there is no difference in fracture resistance between groups.

Descriptors: Dental implants; material resistance; mechanical phenomena.

INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários osseointegrados tornou-se modalidade previsível de reabilitação bucal, confirmada pelo alto sucesso em restaurações unitárias, parciais ou completas dos arcos edêntulos^{1,2}. Entretanto, apesar do sucesso dos implantes osseointegrados, problemas de ordem mecânica, como a soltura ou fratura do pilar, o afrouxamento do parafuso de fixação de coroas

unitárias e a instabilidade protética, são problemas comumente relatados na literatura³.

Durante os movimentos mastigatórios, os dentes naturais e os componentes protéticos são submetidos a cargas geradas pelo contato entre elementos antagonistas, de forma direta ou através da interposição de alimentos^{4,5}. São geradas tensões na coroa a partir

das superfícies contactantes e, em próteses implantossuportadas, essas tensões são transmitidas em sequência ao pilar, ao implante, à interface implante-osso e ao osso circundante⁶. De acordo com a força desenvolvida pelos músculos mastigatórios, maior ou menor quantidade de força é transmitida ao conjunto implante-pilar e ao osso.

Fatores como a má qualidade óssea, falta de estabilidade inicial, sobrecarga e fraturas de implantes e parafusos de pilares, têm sido associados às falhas nas reabilitações protéticas com implantes osseointegrados⁷. Adicionalmente, a má adequação do quadro clínico, como a presença de desajuste oclusal, conduzindo à fadiga do material, e falhas intrínsecas dos componentes, como defeitos de usinagem, podem estar relacionadas à fratura desses elementos^{7,8}.

Outro aspecto importante para a reabilitação seria o tipo de conexão protética utilizada para o assentamento implante-pilar. A conexão cone Morse representa atualmente uma alternativa às conexões hexagonais internas e externas⁹. Através da sobreposição dos componentes do sistema implante-pilar, tal conexão ocasiona melhor ajuste entre as partes, proporcionando menor fenda (*gap*) e, conseqüentemente, influenciando a infiltração bacteriana; além disso, minimiza o afrouxamento do pilar e melhora a estabilidade mecânica, diminuindo a reabsorção óssea peri-implantar^{10,11}.

Com o propósito de caracterizar as propriedades de resistência à fadiga dos sistemas implante-pilar do sistema cone Morse confeccionados em titânio, este estudo teve o objetivo de investigar o comportamento mecânico-estrutural desses componentes, analisando-os sob a influência de forças anguladas em 30° para implantes unitários com pilares retos e angulados em 17°.

MATERIAL E MÉTODO

Implantes e Pilares

Foram utilizados 32 implantes cilíndricos fabricados em titânio (3,75 × 11 mm) com sistema cone Morse acoplados a 32 pilares de titânio, separados em dois grupos [n=16: pilar reto sólido - (3,3 × 6 × 3,5 mm) e n=16: pilar angulado com parafuso passante (3,3 × 6 × 3,5 mm, 17°), Neodent, Curitiba, PR, Brasil].

Protocolo de Teste

Os critérios de ensaio instituídos para o estudo foram baseados na ISO 14801:2007E¹² (*Dentistry – Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*), que regulamenta a aprovação dos produtos na certificação FDA (*Food and Drug Administration*). Esta norma especifica o método de teste para um implante dentário endósseo do tipo transmucoso e componentes protéticos pré-fabricados.

Os conjuntos implante-pilar foram submetidos a testes de fadiga, fixando o número de cinco milhões de ciclos de carregamento, que simulam cinco anos em função mastigatória in vivo¹³. Foi utilizado o equipamento servo-hidráulico *Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02* com célula de carga de 15 kN, erro de medida inferior a 1% em toda escala (*MTS Systems Corporation, Minnesota, USA*) e controlador *Test Star II* (*MTS Systems Corporation, Minnesota, USA*) (Figura 1a).

A montagem dos conjuntos implante-componente protético foi realizada em uma base de alumínio pré-fabricada (*stub*) e seguiu as instruções do fabricante (Neodent). Utilizando-se um torquímetro manual protético (Neodent), torque de 80 N foi aplicado aos implantes, de 32 N aos pilares retos (primeiro grupo) e de 15 N aos pilares angulados (segundo grupo), seguindo indicações do fabricante dos componentes. Cada modelo de pilar tem resistência diferente ao torque de inserção, devido às suas características: constituição; desenho da montagem; parâmetros, tais como tipo e comprimento da rosca; forma das peças montadas, e presença ou não de parafuso passante; logo, os valores de torque indicados são diferentes e não devem ser ultrapassados.

Para a realização do carregamento mecânico, os conjuntos foram encaixados em um dispositivo próprio para o ensaio, fixados em uma bancada rígida do equipamento servo-hidráulico (Figura 1b). A carga foi aplicada a 11 mm±0,5 mm de distância do ponto de fixação do implante, com inclinação de 30°±2° em relação ao longo eixo do implante. Segundo a normativa que regulamenta tais ensaios¹², o implante endósseo deve ser fixado na base de teste de tal forma que seu eixo faça um ângulo de 30°±2° com a direção de carregamento da máquina de ensaio.

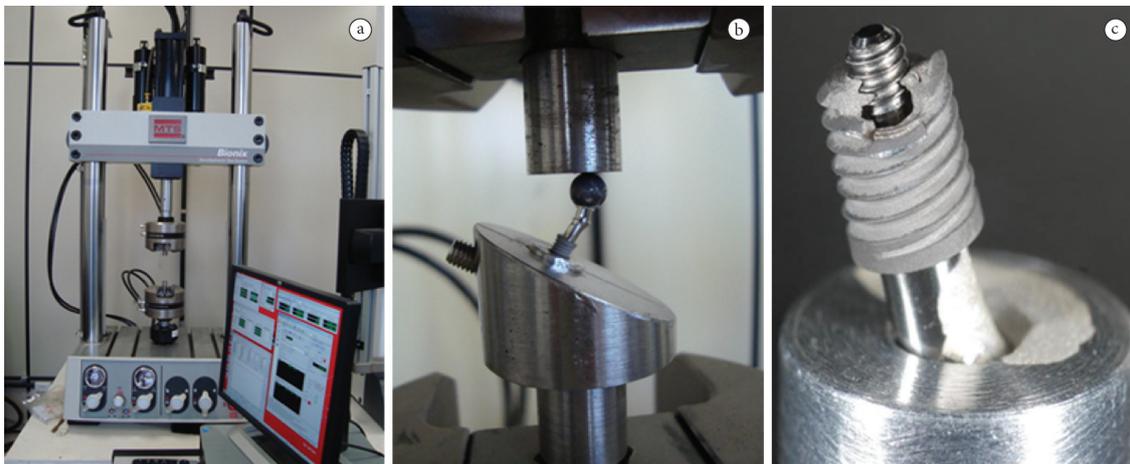


Figura 1. a – Equipamento *Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02* com Controlador *Test Star II* (*MTS Systems Corporation, Minnesota, USA*). b – Conjunto implante-pilar angulado posicionado na plataforma de teste. c – Conjunto fraturado - pilar angulado.

Um dispositivo experimental metálico em forma de esfera, com abertura de acesso para o parafuso de retenção, foi colocado sobre os pilares, com a finalidade de obter um único ponto de carregamento.

Os testes foram realizados com um gerador de função, com onda senoide, fixando o número máximo de cinco milhões de ciclos de carregamento e frequência de 15 Hz.

Foi avaliada a resistência à fadiga dos conjuntos implante-pilar protético do sistema cone Morse, quando submetidos a cargas compressivas verticais (ensaio estático) e cargas cíclicas.

O ensaio estático compressivo realizado nos conjuntos de componentes dos dois grupos objetivou definir a carga de resistência máxima do corpo de prova até fratura ou deformação plástica excessiva (Figura 1c); 80% da carga referente à força máxima alcançada no ensaio estático foi o parâmetro de carregamento utilizado para iniciar o ensaio cíclico. No decorrer do ensaio de fadiga, essa carga atingiu valores decrescentes até estabelecer o número de ciclos recomendados pela norma ISO (cinco milhões). A razão de carregamento aplicada foi $R=0,1$.

Para definir as características de resistência dos componentes, foi calculado o momento de força para cada conjunto implante-pilar, multiplicando a altura do conjunto em relação à base de apoio em que foi fixado o implante (l), em milímetros, pela carga máxima suportada e uma constante própria para cada pilar, disposta segundo a norma. A unidade resultante é dada em Newton \times milímetro (Nmm), de acordo com a equação:

$$M = y.F \quad (1)$$

Em que:

M=momento fletor;

y=distância do centro da força aplicada e o ponto de intersecção entre o longo eixo do conjunto e o ponto superior do dispositivo (local de fixação do implante) (l);

F=força aplicada ao conjunto testado.

Multiplica-se o resultado desta equação por uma constante própria para cada tipo de pilar (0,5-pilar reto e 0,32-pilar angulado).

Análise Estatística

Para a comparação das funções de distribuição das amostras independentes (pilar reto e pilar angulado), utilizou-se o teste de Fisher e ANOVA (Um Fator). O critério para rejeição ou não da hipótese nula (H_0) foi definido em nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$). A hipótese nula testada foi de que não havia diferença em termos de fiabilidade em resistência entre os tipos de pilares.

A análise foi realizada utilizando-se o Programa SPSS versão 20 (IBM Corporation, New York, USA).

RESULTADO

O ensaio de compressão realizado nos conjuntos implante-pilar retos demonstrou que a média da carga máxima de fratura verificada foi de 788,2 N ($\pm 153,7$), enquanto que a média do momento de força calculado foi de 4.335,2 Nmm ($\pm 845,8$).

Nos conjuntos implante-pilar angulados, a média da força máxima de fratura encontrada foi de 1.114,5 N ($\pm 303,4$); entretanto, a média do momento de força apresentou valor de 3.923,3 Nmm ($\pm 1.068,1$).

Em relação aos ensaios cíclicos de fadiga, dos 26 pilares testados, 13 (50%) fraturaram em um número de ciclos abaixo dos cinco milhões estabelecidos, sendo que oito (30,76%) pertenciam ao grupo dos pilares retos e cinco (19,24%), ao grupo dos angulados. Comparados os dois grupos em relação à carga (N) exercida no ensaio cíclico, verificou-se que os pilares retos fraturaram com cargas menores (média: 565 N), em relação aos pilares angulados (média: 832 N). Os valores mínimos e máximos de carga ocorridos nas amostras fraturadas nos pilares retos foram menores (470 N-630 N), em relação aos angulados (760 N-890 N).

Após o cálculo do momento de força, observou-se que as maiores médias de resistência foram encontradas nas amostras do grupo dos pilares retos (3.190,2 \pm 301,2 Nmm), em comparação ao grupo dos pilares angulados (3.039,0 \pm 211,3 Nmm) (Valor de $p=0,350$). Na Tabela 1, podem-se verificar a variação e a média do momento de força atingido nos ensaios de fadiga para cada tipo de pilar.

Pela análise do teste de Fisher, não houve diferença significativa na resistência à fratura entre os dois grupos. Na Figura 2, podem ser observadas graficamente as variações do momento de força das amostras fraturadas em cada tipo de pilar.

Alguns corpos de prova foram analisados em microscopia eletrônica de varredura (MEV), para a observação de características microestruturais dos componentes fraturados. Em fotomicrografias padronizadas em relação ao aumento, pilares retos e angulados foram comparados. Houve diferença quanto à deformação dos conjuntos. Os pilares angulados fraturaram em regiões mais proximais à apical do implante e ambos os grupos apresentaram imperfeições e defeitos de usinagem (Figura 3).

Pela metalografia, foi observado que os encaixes dos conjuntos implantes-componentes protéticos (pilares retos e angulados) são diferentes. No pilar reto, o encaixe é feito através do próprio pilar, sendo este rosqueado na parte inferior (Figura 4a), e no sistema

Tabela 1. Pilares retos e angulados segundo variação do momento de força nos ensaios de fadiga

Tipo de Pilar	Varição de Momento (Nmm)	Média de Momento (Nmm)	Desvio Padrão	p-valor*
Retos	2.702,5 a 3.537,5	3.190,2	$\pm 301,2$	0,350
Angulados	2.097,6 a 3.275,2	3.039,0	$\pm 211,3$	

*p-valor: Análise de variância pelo teste ANOVA.

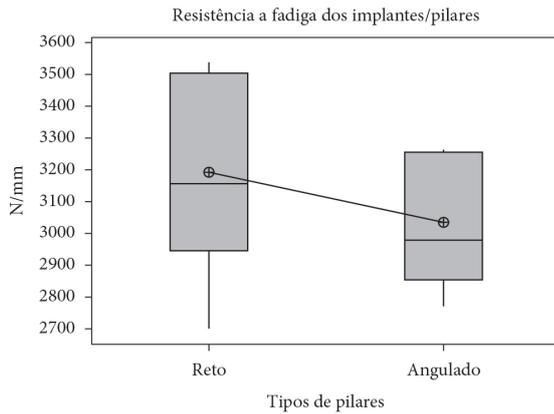


Figura 2. Box plot representando variações do momento de força em ambos os tipos de pilares fraturados.

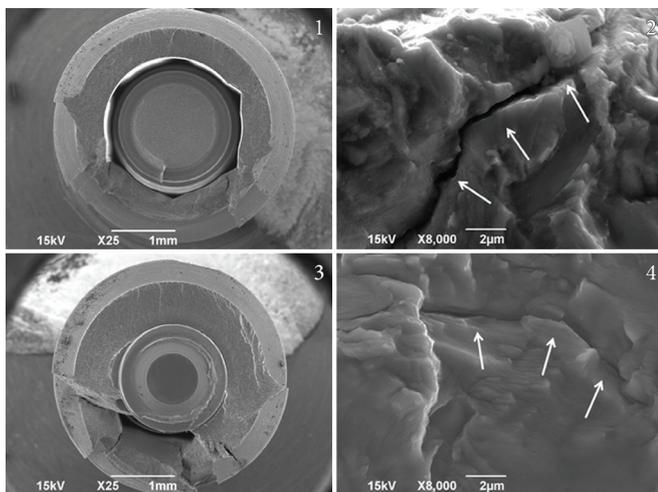


Figura 3. Padrões de fratura vistos em microscópio eletrônico de varredura (MEV). 1 - pilar reto fraturado ($\times 25$); 2 - pilar reto ($\times 8.000$), evidenciando fratura; 3 - pilar angulado fraturado ($\times 25$); 4 - pilar angulado ($\times 8.000$), evidenciando fratura.

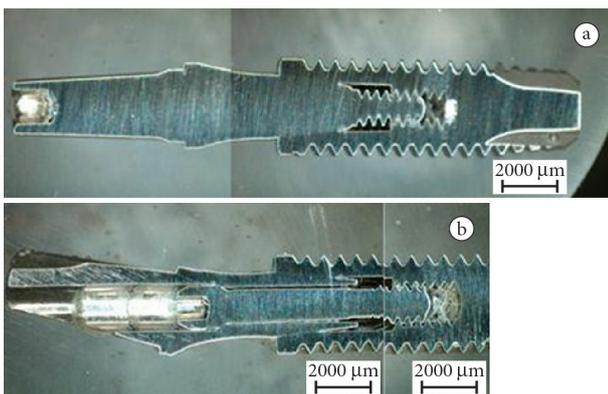


Figura 4. (a) Encaixe do pilar reto no implante e (b) Encaixe do pilar angulado no implante.

implante-componente protético com ângulo de 17° (Figura 4b), o encaixe é feito através do parafuso no interior do pilar.

Na maioria dos implantes, a fratura foi predominante na altura da quarta rosca, localização que coincide com a rosca interna do componente cone Morse e o início do espaço vazio no interior do conjunto. Além disso, pode-se observar, na Figura 4, que nos conjuntos com o pilar reto, há perfeita adaptação do mesmo às

paredes internas do implante, não havendo fendas ou *gaps* visíveis. No conjunto com pilar angulado, foi observada fenda entre as paredes do parafuso e do pilar.

DISCUSSÃO

Para avaliar o comportamento de implantes dentários sob condições *in vitro* é importante considerar o efeito da carga cíclica mecânica quando em função na cavidade bucal, em condições funcionais normais. Para isso, testes de fadiga que simulem condições *in vivo* são comumente aceitos para originar dados sobre longevidade e resistência à fratura dos implantes¹⁴⁻¹⁶.

Estes testes são devidamente reconhecidos pela Organização Internacional de Normalização através da ISO 14801¹² (diretriz padronizada). No presente estudo, o teste de fadiga dinâmica foi realizado até que o corpo de prova atingisse o número padronizado de ciclos mecânicos (cinco milhões). Note-se que a hipótese nula testada supunha que os dois tipos de pilares seriam semelhantes em termos de resistência a cargas cíclicas, apesar da diferença de modelo (reto sólido e angulado com parafuso passante), o que foi confirmado pelos resultados encontrados.

A tolerância mecânica entre os componentes protéticos contribui sobremaneira para o sucesso em longo prazo da reabilitação com implantes, através da permissão para movimentos curtos na interface de união (presença de *gaps*) e da fadiga flexural dos materiais. De acordo com Santos et al.⁸, o modelo e material utilizados na confecção dos componentes implantossuportados influenciam claramente nos processos de deformação plástica, desgaste ou falha das peças protéticas. No presente estudo, não houve essa relação entre modelo, material e falhas, já que os tipos de pilares testados são do mesmo material e comportaram-se de maneira semelhante no que diz respeito à resistência às cargas e ao local de fratura dos implantes, apesar de possuírem modelos diferentes.

A utilização de pilares de titânio nesta pesquisa foi pautada no bom desempenho deste material consagrado na implantodontia. Observe-se que a busca por características de resistência mecânica nos dois grupos ensaiados foi fundamentada na suposição de que a diferença de angulação dos pilares pudesse ou não afetar a quantidade de carga suportada pela prótese sobre implante unitária.

Ensaio de conjuntos implante-pilar, que simulavam 15 meses em função mastigatória, revelaram que o sucesso clínico da prótese não depende somente da estabilidade inicial do implante, mas também do comportamento em condições de cargas cíclicas. O estudo sugere que os implantes de conexão cônica exibem melhor continuidade na produção de forças ao longo do tempo¹⁶.

Em estudo comparativo entre resistência à flexão de implantes com conexão cônica interna (cone Morse) e hexágono interno, foi verificado que o desenho sólido dos pilares cone Morse proporciona maior resistência aos conjuntos implante-pilar sob carregamento à compressão⁹. Da mesma forma que neste estudo, o grupo dos pilares retos sólidos ensaiados apresentou maior resistência do que os pilares angulados com parafuso, tanto nos ensaios estáticos compressivos como nos testes de fadiga, apesar de a condição de ensaio para o conjunto implante-pilar reto ser mais crítica do que

no conjunto angulado, por possuir um braço de alavanca maior quando aplicada carga durante o ensaio.

O uso de componente com angulação se faz exclusivamente em situações clínicas específicas, em que o implante foi instalado fora da situação axial ideal. Por isso, a própria normativa¹² prevê análise de pior situação encontrada no uso clínico do implante, o que explica o uso de pilares com modelos e braços de alavanca diferentes, caracterizando situações distintas, mas utilizadas para o mesmo fim, a instalação de prótese sobre implante unitária.

Ao analisar a resistência à fadiga de quatro desenhos de interface implante-pilar, Quek et al.¹⁵ avaliaram 60 amostras em ensaios cíclicos de fadiga que admitiam, como limite máximo de ciclagem, cinco milhões de ciclos. Concluíram que a resistência à fadiga e a localização das falhas são específicas de cada sistema, e estão relacionadas ao desenho das combinações implante-pilar.

Nos conjuntos testados neste estudo, a maioria das fraturas ocorreu nos implantes, na altura da quarta rosca. Essa localização coincide com o início do espaço vazio interno dos conjuntos e com o ponto de localização da rosca interna do pilar, o que pode gerar um ponto de tensão no local e desencadeamento de possíveis falhas. O espaço vazio interno, somado à presença de fendas, pode provocar menor rigidez no conjunto e tendência a favorecer um processo de fratura do componente; logo, as características de resistência dos conjuntos podem ser afetadas pelo desenho dos componentes, porém isso não foi relevante para as amostras ensaiadas.

Embora as forças oclusais envolvidas na mastigação estejam bem documentadas, não existe consenso quanto aos valores médios de carga. Desconsiderando-se características anatômicas e fisiológicas individuais, valores entre 180 N e 850 N de força oclusal máxima são relatados em regiões de primeiro molar, diminuindo para valores entre 95 N e 250 N, na região de incisivos^{17,18}.

De acordo com os resultados deste estudo, os dois tipos de pilares testados demonstraram in vitro que suportam cargas médias muito acima dos parâmetros e intervalos citados para a região anterior (pilar reto: 565 N; pilar angulado: 832 N). A simulação de cargas cíclicas de mastigação assinala a importância de se considerar a quantidade de carga a que as próteses sobre implantes são submetidas no ambiente bucal e a necessidade de cuidado na escolha do correto componente.

Avaliando-se os ensaios de resistência à fratura de 30 componentes protéticos do sistema cone Morse dos tipos reto (n=10) e angulados em 17° (n=10) e 30° (n=10), Müller* realizou testes compressivos tangenciais de 30° em relação ao longo eixo do pilar. Tal angulação é habitualmente descrita na literatura^{19,20} e simula condições fisiológicas de inclinação das cúspides. No grupo dos pilares retos, a média de resistência à fratura foi de 1.552,78 N, estatisticamente maior do que a média do grupo dos pilares angulados (17°), de 813,65 N; esta, por sua vez, foi maior do que a média do terceiro grupo (pilar angulado em 30°), de 615,95 N. Os resultados encontrados mostraram diferença de resistência significativamente

maior dos componentes retos em relação aos demais grupos, o que não ocorreu neste estudo. O autor também demonstrou que quanto maior a angulação do pilar, menor a resistência à fratura; esses dados mostram-se similares aos do presente estudo, porém, neste, tais resultados não demonstraram significância estatística.

A resistência à fadiga de implantes dentários e componentes protéticos é um assunto muito discutido na literatura^{13-16,19}. No entanto, apesar de seguir a norma estabelecida para os ensaios (ISO 14801)¹², modificações nos testes são adaptadas de acordo com o objeto de investigação da pesquisa. Assim, não há padronização na quantidade de forças aplicadas, na frequência utilizada, no modo de carregamento (ângulo de aplicação das forças) e no número de ciclos. Este estudo foi realizado com grupos de componentes protéticos comparáveis no que se refere a diâmetro, tipo de conexão, material de fabricação e indicação quanto ao uso; além disso, com carga de ciclagem (cinco milhões de ciclos) considerada em outros estudos^{13,15,21}.

Ao avaliar relatórios de acompanhamento clínico de pacientes, Eger et al.²² analisaram o sucesso de implantes acoplados a pilares protéticos retos e angulados. Foram avaliadas somente características clínicas e os autores concluíram que os componentes protéticos angulados podem ser considerados opção de restauração adequada quando os implantes não são colocados em posições axiais ideais.

Apesar de não considerar características clínicas neste estudo, mecanicamente os pilares angulados testados demonstraram suportar cargas dentro do limite de valor considerado para a região anterior de forma similar aos pilares retos sólidos.

É importante enfatizar que os ensaios in vitro contribuem para o estudo mecânico das forças de fadiga incidentes na prótese sobre implante, porém não são necessariamente representativos dos resultados de acompanhamentos feitos clinicamente, por algumas limitações, dentre as quais: os testes não simulam o ambiente agressivo corpóreo (variações de temperatura, presença de fluido bucal, interferências oclusais, condições de bruxismo, entre outras); não simulam a atuação dinâmica muscular própria dos músculos da mastigação; a rigidez da base do *stub* é diferente da rigidez do tecido ósseo, permitindo distribuição de tensões diferentes, e, por fim, não simulam a inter-relação entre implante e tecido ósseo, incluindo a formação de tecidos finos e a própria reabsorção óssea.

Para realização de estudos futuros, sugere-se que sejam verificados, em ensaio, o torque máximo de fratura por torção dos parafusos dos implantes e a aplicação de um protocolo de testes que simule mais adequadamente a montagem dos componentes da prótese in vivo, com utilização de fluido salivar e/ou tecido ósseo. Além disso, deve-se atentar para a otimização dos projetos dos componentes protéticos, a fim de garantir que as falhas sejam minimizadas e não incorram em consequências negativas e mais onerosas para o paciente.

CONCLUSÃO

Os dois tipos de pilares testados em condições in vitro – retos e angulados – comportaram-se estatisticamente de forma semelhante diante dos ensaios de fadiga, sendo aceita a

*Müller JC. Análise da resistência mecânica de componentes protéticos em implantes cone morse utilizando-se pilar reto, angulado 17° e angulado 30° [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2008.

hipótese nula de que não há diferença de resistência à fratura entre os grupos, apesar de possuírem modelos e características estruturais diferentes.

Estudos complementares, com maior tamanho amostral, são necessários para aperfeiçoar um modelo legitimado de cargas de fadiga in vitro, contribuindo para a confirmação dos dados encontrados.

AGRADECIMENTOS

Ao Núcleo de Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Sergipe – UFS e à Fundação de Apoio à Pesquisa e à Inovação Tecnológica do Estado de Sergipe – FAPITEC (Processo n. 019.203-00690/2012-1, Edital FAPITEC/SE/FUNTEC n. 01/2012) pela concessão da Bolsa de Mestrado.

REFERÊNCIAS

- Levin L. Dealing with dental implant failures. *Refuat Hapeh Vehashinayim*. 2010 Jan;27(1):6-12. PMID:20597256.
- Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect*. 2009 Jun;72(2):104-10. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhin.2009.02.010>. PMID:19329223
- Haas R, Polak C, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Dörtbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Brånemark single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Feb;13(1):38-43. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130104.x>. PMID:12005143
- Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995 Set-Out;8(5):421-33. PMID:8595100.
- Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Mar-Abr;13(2):232-44. PMID:9581410.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3):264-74. PMID:1289562.
- Kronström M, Svenson B, Hellman M, Persson GR. Early implant failures in patients treated with Brånemark System titanium dental implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Mar-Abr;16(2):201-7. PMID:11324208.
- Santos MD, Pfeifer AB, Silva MR, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with sem evaluation. *J Appl Oral Sci*. 2007 Abr;15(2):148-51. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572007000200015>. PMID:19089120
- Coppedè AR, Bersani E, de Mattos MG, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009 Maio-Jun;22(3):283-6. PMID:19548411.
- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*. 2005 Jan;38(1):87-97. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.006>. PMID:15519343
- Moris IC, Faria AC, de Mattos MG, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2012 Ago;4(3):158-61. <http://dx.doi.org/10.4047/jap.2012.4.3.158>. PMID:22977724
- International Organization for Standardization – ISO. ISO 14801: 2007 – dentistry –implants - dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneve: ISO; 2007.
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001 Mar;85(3):268-75. <http://dx.doi.org/10.1067/mp.2001.114266>. PMID:11264934
- Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Set-Out;24(5):850-8. PMID:19865625.
- Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Mar-Abr;23(2):253-62. PMID:18548921.
- Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res*. 2012 Jan;56(1):19-24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.02.002>. PMID:21398198
- Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*. 1979; 37(4):195-206. <http://dx.doi.org/10.3109/00016357909027582>. PMID:291276
- Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol*. 1997 Jan;42(1):11-7. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9969\(96\)00106-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9969(96)00106-9). PMID:9134111
- Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol*. 2007; 33(1):1-7. <http://dx.doi.org/10.1563/0-809.1>. PMID:17410905
- Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Set-Out;21(5):733-7. PMID:17066634.
- Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int*. 2006 Jan;37(1):19-26. PMID:16429699.
- Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Nov-Dez;15(6):819-23. PMID:11151580.

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

*AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Vanessa Tavares de Gois Santos, Praça Antônio Teixeira, 101, Condomínio Parque das Serras, Edifício Gongogi, apto. 503, Bairro Jabutiana, 49.095-185 Aracaju - SE, Brasil, e-mail: vanodonto@hotmail.com

Recebido: Maio 27, 2014
Aprovado: Setembro 18, 2014