

PRECISÃO DIMENSIONAL E RESISTÊNCIA À FADIGA DE CONECTORES TIPO LINK PARA PILARES PROTÉTICOS DE ZIRCÔNIA

Fit accuracy and resistance to fatigue of Link connectors for zirconia abutments

Carlos Nelson Elias¹, Heraldo Elias Salomão², Leonardo Emiliano dos Santos³, Jochen Roestel⁴

RESUMO

Objetivo: verificar a precisão dimensional e a resistência à fadiga de conectores tipo *link* sobre pilares de zircônia. **Material e métodos:** oito implantes dentários de 3,5 mm X 8,5 mm foram montados em uma base de poliacetal (E=3GPa), em 30 graus de inclinação, e receberam *links* de titânio com plataformas hexagonais de 4,5 mm e 3,5 mm, ambos com comprimento de 11,5 mm. Depois, os pilares de zircônia foram apertados com 32 N.cm com uso de torquímetro digital. Três sequências de testes de fadiga foram usadas: *link* 4,5 – carga inicial 100 N, incrementos de 100 N em intervalos de 12 mil ciclos; *link* 4, 5 – carga inicial 100 N, incrementos de 100 N em intervalos de 200 mil ciclos; e *link* 3,5 – carga inicial 100 N, incrementos de 100 N em intervalos de 200 mil ciclos até à fratura. Os testes foram realizados em meio seco, e a força com variação senoidal entre 100 N e 800 N. As imagens das interfaces entre o *link* e a zircônia foram verificadas por microscopia eletrônica de varredura. **Resultados:** para o *link* 4,5, na primeira tentativa, a carga máxima foi de 700 N até os 96 mil ciclos (sem fratura), na segunda tentativa, a carga máxima foi de 800 N não havendo fratura aos dois milhões de ciclos. Para o *link* 3,5, a carga máxima foi de 500 N e 814.578 ciclos, ocorrendo fratura na base da zircônia. O espaço entre a base do *link* e o pilar de zircônia foi de 4371 nanômetros. **Conclusão:** a precisão no encaixe do componente protético ao implante aumentou a resistência à fadiga da estrutura. As cargas de fratura após a fadiga estão acima do esperado para componentes de zircônia. O espaço entre a base do *link* e o pilar de zircônia é menor que o tamanho médio das bactérias *mutans* encontradas na cavidade oral, o que possivelmente reduzirá a infiltração bacteriana.

Palavras-chave – Implante dentário; Fadiga cíclica; Pilar de zircônia; Infiltração bacteriana.

ABSTRACT

Objective: the objective of this work is to analyze the fit accuracy and the fatigue strength of zirconia abutments with a titanium dispositive named as Link. **Material and methods:** 8 dental implants 3.5 x 8.5mm were inserted into a base polyacetal (E=3GPa) at 30 degrees inclination and received zirconia abutment with Ti links with hexagonal platforms 4.5 mm and 3.5 mm, both with 11.5 mm length. Eight zirconia abutments were tightened to 32 N.cm with a digital torque wrench. Three fatigue tests procedure were used: link 4.5: initial load 100 N, 100 N in increments after each 12,000 cycles intervals; link 4.5: initial load 100 N, 100 N increments after each intervals of 200,000 cycles and link 3.5: initial load 100 N, 100 N in increments after each 200,000 cycles until the fracture. The tests were performed in a dry environment, and the force with sinusoidal variation between 100 N and 800 N. The images of the interfaces between the link and the zirconia abutment were observed by scanning electron microscopy. **Results:** the maximum load in the first fatigue test of link 4.5 was 700 N and 96,000 cycles (without fracture); on the second fatigue test, the maximum load was 800 N with no fracture to 2 million cycles. Link to 3.5, the maximum load was 500 N and the fracture at the base of zirconia abutment occurred for 814,578 cycles. The space between the base of the Link and the zirconia abutment was 4371 nm. **Conclusion:** the fit accuracy of the prosthetic component to the implant platform increased the fatigue resistance of the structure. The maximum fatigue load fracture is higher than expected for zirconia components. The space between the base of the link and the pillar of zirconia is lower than bacteria *mutans* found in the oral cavity, which might reduce bacterial infiltration.

Key words – Dental implant; Fatigue; Zircônia; Bacteria infiltration.

¹Doutor em Ciências – Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia.

²Titularidade? – Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia.

³Titularidade? – Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia.

⁴Engenheiro – Conexão Sistemas de Prótese.

A passividade da prótese ou do componente protético sobre o implante é referenciada como a correta adaptação entre as partes. Os desajustes devem ser desprezíveis e identificados somente através da microscopia eletrônica de varredura. Nos casos em que a folga entre as partes pode ser identificada e quantificada através da microscopia óptica, existe grande possibilidade de surgirem complicações quando o implante for colocado em função.

INTRODUÇÃO

A passividade da prótese ou do componente protético sobre o implante é referenciada como a correta adaptação entre as partes. Os desajustes devem ser desprezíveis e identificados somente através da microscopia eletrônica de varredura. Nos casos em que a folga entre as partes pode ser identificada e quantificada através da microscopia óptica, existe grande possibilidade de surgirem complicações quando o implante for colocado em função. Nas análises da adaptação, os aumentos devem ser superiores a 10.000 vezes para permitir a identificação adequada das folgas maiores que 1,0 micrômetros. A adaptação passiva tanto em próteses unitárias como em múltiplas, é crítica quando o sistema é colocado em função e não causa qualquer complicação clínica. Em próteses unitárias apoiadas sobre implantes com hexágono externo, a área de contato do componente com o implante é pequena, e nos carregamentos horizontais as interfaces pilar/implante ficam sobrecarregadas e levam à fratura do parafuso protético¹. Nas próteses múltiplas, a dificuldade em distribuir homogeneamente as tensões aumenta com a falta de passividade, aumento do tamanho da prótese, tensões residuais e deformações oriundas do processo de fabricação. Um assentamento passivo absoluto é difícil de ser alcançado, mas é possível obter excelente passividade com redução das complicações mecânicas e biológicas, com o emprego de componentes que possuam grande precisão dimensional.

As complicações decorrentes da falta de passividade podem ser divididas em dois grupos: biomecânicos e biológicos. As complicações biomecânicas decorrentes da falta de passividade estão relacionadas ao afrouxamento e fratura dos parafusos, e concentração de tensões na região do osso cortical²⁻⁵.

O afrouxamento dos parafusos que compõem a estrutura protética sobre implantes cria transtornos tanto para o profissional quanto para o paciente. Com o afrouxamento do parafuso, a estabilidade mecânica do sistema é perdida podendo levar à fratura dos parafusos ou do próprio implante. A folga na interface entre o componente e o implante concentra as forças orais na região cervical óssea, e é uma das causas da perda óssea (saucerização). Ainda, com a perda óssea ocorrem as alterações biomecânicas, aumento da saucerização, exposição dos filetes de roscas do implante e maior adesão de biofilme devido à rugosidade herdada do tratamento da superfície. A conexão direta entre pilares monolíticos de zircônia e a plataforma do implante apresenta maior desajuste rotacional (micromovimentos) em relação a uma conexão metálica. Além disso, a utilização de uma interface metálica, também reduz o desgaste da plataforma do implante quando esta é submetida ao carregamento cíclico⁶⁻⁷. Quando conexões internas são empregadas, torna-se necessária uma cuidadosa avaliação da solicitação mecânica à qual os pilares totalmente em zircônia serão submetidos. Autores⁸ reportaram uma redução significativa da resistência mecânica à fratura de pilares monolíticos de zircônia com conexão tipo *cone-morse*, em comparação com pilares metálicos, apresentando falha de tensão mesmo dentro de limites fisiológicos. Resultados semelhantes foram obtidos por autores⁹, que obtiveram valores de resistência à fratura superior quando pilares de zircônia foram conectados ao implante através de componentes metálicos. Outros autores¹⁰ observaram, que a resistência à fratura de pilares de zircônia e a folga de ajuste na interface de assentamento estão relacionadas, sendo que os maiores valores de resistência foram observados quando as menores folgas estavam presentes.

As complicações biológicas advindas do desajuste, apresentam-se como irritação dos tecidos moles, reações inflamatórias dos tecidos peri-implantares, dor, perda óssea marginal, perda da osseointegração, infiltração bacteriana e o insucesso clínico do tratamento¹¹. A falta

de adaptação permite a infiltração de microrganismos através das folgas e a colonização nos espaços vazios dos implantes. Várias tentativas foram feitas para se obter a vedação e eliminar a folga entre o implante e o pilar protético. Foi testado o uso de cimento colocado na cavidade de acesso ao parafuso, no entanto, com o tempo há a infiltração. Outra tentativa foi o uso de verniz nos pilares cimentados¹¹. Esta metodologia apresentou pouca eficiência na permeabilidade dos fluidos e bactérias em relação aos pilares parafusados. Os implantes com hexágono externo foram modificados para as conexões internas, entre elas as do tipo *cone-morse*. No início do emprego do sistema *cone-morse*, também denominado “solda a frio”, era citado que nele não havia infiltração bacteriana, posteriormente, verificou-se a existência de infiltração. Com a divulgação de resultados antagônicos, foram realizados vários trabalhos que analisaram a infiltração bacteriana em diferentes tipos de implantes com conexão externa ou interna do tipo *cone-morse*. Por exemplo, um estudo¹² analisou a infiltração bacteriana em sistema de implantes do tipo *cone-morse* com pilares CM (Neodent). Neste trabalho foram utilizados também implantes Titamax II Plus com os minipilares cônicos II Plus (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). As análises da infiltração bacteriana foram feitas de fora para dentro e de dentro para fora dos implantes. Os resultados mostraram que em todas as situações ocorre infiltração bacteriana, e não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos em relação à percentagem da passagem do microrganismo na interface implante-componente.

Dessa forma, conclui-se que a folga existente entre o componente protético e o implante com conexão tipo *cone-morse*, depende do acabamento das superfícies e da precisão da conicidade das duas partes, ou seja, as paredes dos cones devem ter ângulos precisos para permitir que ocorra a união entre as partes, por atrito. Por outro lado, autores¹¹ não encontraram diferenças estatísticas significativas relacionadas à perda óssea marginal na presença de folgas de ajuste entre 10 µm e 100 µm, porém, observaram alterações significativas na crista óssea nos estágios iniciais de osseointegração em implantes não submersos relacionadas à micromovimentos na interface pilar protético-implante. Porém, vale ressaltar, que este intervalo de desajuste está bem acima do tamanho médio das bactérias presentes na região peri-implantar, e permite a infiltração bacteriana.

Com a falta de assentamento adequado, as tensões nas diferentes partes da infraestrutura induzem a diferentes tipos de complicações mecânicas¹³⁻¹⁵, como analisados anteriormente. Os pesquisadores e clínicos têm procurado encontrar uma solução para melhorar a passivação da prótese e dos componentes protéticos. Entre as metodologias sugeridas destaca-se:

- Melhorar os procedimentos laboratoriais;
- Utilizar sistemas CAD/CAM na preparação das próteses;
- Empregar componentes usinados por empresas que possuem controle de qualidade dos produtos.

Apesar dos esforços realizados, a passivação da prótese continua sendo um problema clínico. No caso de grandes estruturas fundidas, para contornar as distorções, foram desenvolvidas técnicas que envolvem cortes e uniões por soldagem para melhorar o desajuste de próteses múltiplas. O ajuste é melhorado, mas não é possível eliminar as folgas horizontais e verticais. O próprio acabamento dos componentes e da prótese obtido na fundição possui grande rugosidade que não permite um bom assentamento. De modo geral, o assentamento obtido quando envolve fundição e soldagem sempre é mais crítico e difícil de ser obtido. Os produtos usinados com sistema CAD/CAM possuem maior precisão dimensional do que os obtidos por fundição.

Além deste problema, deve-se evitar o uso de implante de uma empresa e o componente protético de outra. Como é mostrado na Tabela 1, apesar dos implantes possuírem diâmetros nominais iguais, as dimensões do hexágono externo são diferentes. Os nomes das empresas não são citados na Tabela 1 por falta de autorização.

O afrouxamento dos parafusos das conexões das supraestruturas das próteses implantossuportadas é frequente, e é um dos principais responsáveis pela causa da fratura dos componentes. Durante algum tempo, foi atribuído que este afrouxamento era devido à micromovimentação do complexo pilar/implante causada pelas folgas de acoplamentos existentes entre os componentes. Mas, para possibilitar a acoplagem do pilar ao implante, é necessária a existência de tolerâncias dimensionais que, quanto maiores forem, facilita a micromovimentação do sistema quando submetido às cargas funcionais.

As próteses parafusadas sobre implantes são mantidas estáveis e os componentes protéticos mantêm a integridade, desde que os pilares intermediários e as conexões sejam corretamente assentados, exista

passividade clínica dos parafusos e os filetes das roscas dos parafusos não fiquem submetidos às tensões de montagem dos componentes, mas apenas a pré-carga aplicada no aperto do parafuso. Mesmo com o desenvolvimento de novos implantes e pilares, não foi possível eliminar a infiltração bacteriana entre o implante e o pilar. Para que seja possível entender a dificuldade em desenvolver sistemas eficientes com infiltração bacteriana nula, é necessário conhecer as dimensões das bactérias presente na flora oral¹⁶.

Entre as diversas bactérias existentes na flora oral, as mais comuns possuem dimensões médias entre 0,5 µm e 2,0 µm. O tamanho da *Porphyromonas gingivalis* varia entre 0,5 µm a 2 µm, a *Actinobacillus actinomycetencomitans* entre 0,4 a 1,0 µm, *Fusobacterium nucleatum* entre 0,4 µm e 0,7 µm, as espiroquetas são menores e variam de 0,1 µm a 0,5 µm. Com base nas dimensões das bactérias é necessário produzir componentes protéticos que se adaptem aos implantes e a folga entre eles deve ser inferior a 0,5 µm. Segundo autor¹⁷, é aceitável uma folga de 100 µm entre o componente protético e o implante e, com base nas dimensões das bactérias, a folga sugerida por permite a fácil infiltração.

Quanto à utilização de implantes e intermediários de fabricantes distintos, a situação torna-se mais crítica uma vez que existe diferença nas dimensões dos implantes e componentes entre as empresas, mesmo para implantes que possuem dimensões nominais iguais (Tabela 1).

O objetivo deste trabalho foi determinar a folga dimensional entre os conectores tipo *link* para pilares protéticos de zircônia com hexágono interno, estabelecendo a resistência à fadiga do sistema.

MATERIAL E MÉTODOS

Amostras

Foram testados conjuntos formados pelo implante, componente de zircônia com dispositivo de adaptação tipo *link* e parafuso protético. Os componentes foram montados sobre implantes dentários com 3,5 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento (Master AR-TORQ NP, Conexão Sistemas de Prótese), e fixados com o parafuso. O componente de zircônia recebeu em sua base um dispositivo denominado "*link*" para permitir o encaixe no hexágono externo do implante. Foram testados dois modelos de sistemas: *link* 3,5 parafusado, e *link* 4,5 parafusado.

Ensaio de fadiga

Foram realizados ensaios mecânicos de compressão de fadiga modificados em relação às recomendações da norma técnica ISO 14801:2003 – Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants e da norma ABNT NBR ISO 14801:2012 Odontologia – Implantes – Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. A norma recomenda que o implante deva ficar inclinado em 30 graus em relação à direção da aplicação da força. A Figura 1 apresenta a montagem das amostras atendendo as recomendações da norma técnica ISO 14801:2003. Pode-se observar a inclinação em 30 graus do implante fixado na base de inserção (Figura 1).

A metodologia usada no presente trabalho foi modificada na escolha da carga. A norma ISO 14801, recomenda que no primeiro ensaio deve-se usar uma carga igual a 80% da carga de resistência em compressão. Nos ensaios seguintes, a carga deverá ser reduzida até

TABELA 1 – DIMENSÕES NOMINAIS (MM) DO COMPRIMENTO E DA ALTURA DOS HEXÁGONOS EXTERNOS DOS IMPLANTES COMERCIAIS DE DIFERENTES EMPRESAS

Diâmetro	Empresa A		Empresa B		Empresa C		Empresa D	
	Comp*	Altura	Comp	Altura	Comp	Altura	Comp	Altura
3,3	2,35	1,0	2,37	1,0	2,55	0,7	2,40	1,0
3,75	2,69	0,7	2,7	0,7	2,70	0,7	2,70	0,7
4,0	3,29	1,0	2,7	1,0			3,40	1,0

*distância lado a lado.



Figura 1 – Montagem do sistema para o ensaio de fadiga.



Figura 2 – Dispositivo usado nos ensaios de fadiga. A montagem foi realizada para atender as recomendações da norma técnica ISO 14801:2003. Pôde-se observar a inclinação em 30 graus dos parafusos corticais fixados no bloco de poliacetal.

um valor em que o sistema resista aos cinco milhões de ciclos. No presente trabalho, a metodologia foi modificada para reduzir o tempo de ensaio. Para cada amostra, foram realizadas duas séries de ensaios de fadiga. Na primeira série do *link* 4,5 (quatro amostras), a carga em compressão foi iniciada em 100 N e aumentada em intervalos de 100 N a cada 12.000 ciclos. Na segunda série, as mesmas amostras do *link* 4,5 foram novamente submetidas ao ensaio de fadiga, e a carga foi iniciada em 100 N e aumentada em intervalos de 100 N após cada 200.000 ciclos. Na terceira série foram ensaiadas quatro amostras do *link* 3,5, a carga inicial foi de 100 N e aumentada em 100 N após cada 200.000 ciclos de carregamento.

As cargas máximas em compressão escolhidas para os ensaios de fadiga, variaram entre 100 N e 800 N. A intensidade da carga mínima de 100 N foi selecionada por ser inferior aos trabalhos da literatura que usam carga máxima de 200 N nos ensaios com componentes metálicos.

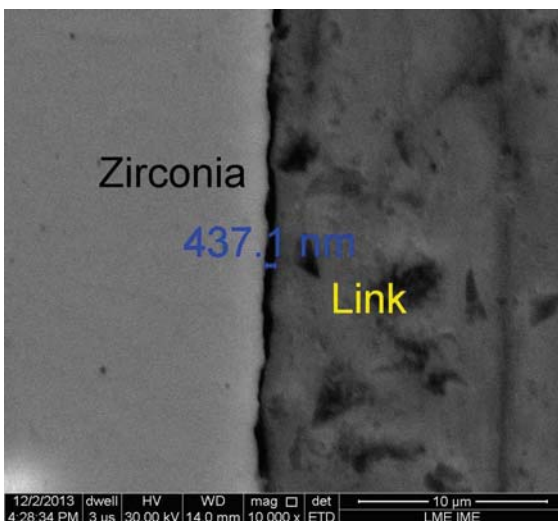
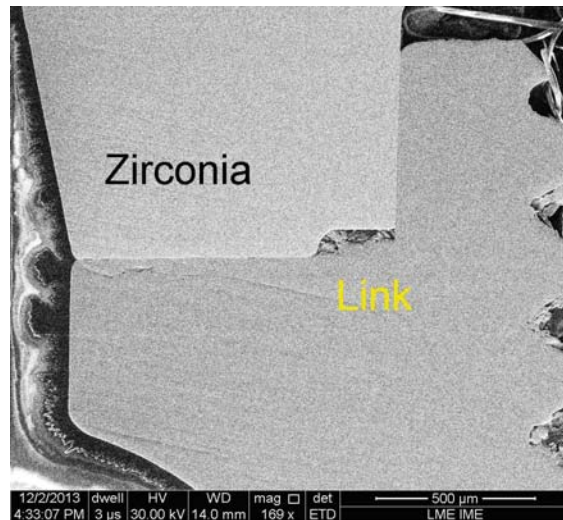
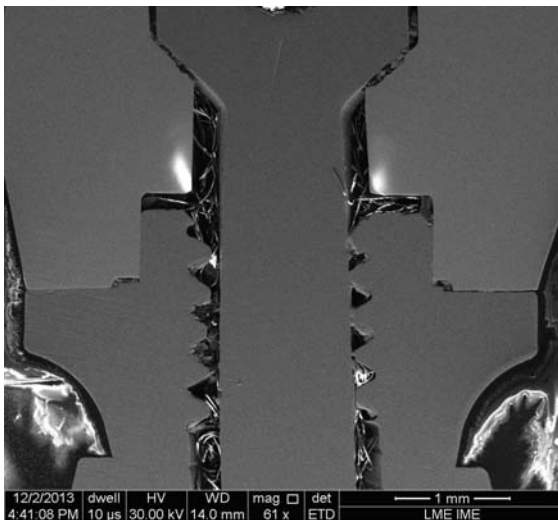
A força de compressão em fadiga foi aplicada através de um cutelo de aço com superfície plana e polida para reduzir o coeficiente de atrito. A força foi aplicada diretamente sobre o *abutment* de zircônia fixado no implante dentário AR TORQ. O ensaio de compressão foi interrompido com a fratura de uma das partes, parafuso cortical, parafuso do componente protético que prende o dispositivo ao implante dentário U do pilar de zircônia.

Os ensaios de fadiga foram realizados na temperatura ambiente e sem imersão dos parafusos em solução aquosa. A força de compressão foi aplicada com variação senoidal entre a força máxima e mínima. Os parâmetros usados nos ensaios de fadiga são mostrados no Quadro 1.

Os implantes dentários foram inseridos em uma base de poliacetal mantendo o implante com 1,0 mm do nível da superfície da base. O braço de alavanca aplicado ao implante foi de 11,0 mm (Figura 2).

QUADRO 1 - PARÂMETROS UTILIZADOS NOS ENSAIOS MECÂNICOS DE FADIGA

Parâmetros	
Máquina de ensaio	MTS Bionix Servohydraulic Test System
Razão entre a carga mínima e máxima	R = 0,1
Frequência da aplicação da carga no ensaio	10 Hz
Temperatura do laboratório	25 + 1,0oC
Ângulo da força em relação ao eixo do implante	30 graus
Braço de alavanca	11 mm
Modulo de elasticidade da base de ensaio (Poliacetil)	3,0 GPa
Raio de curvatura do local de aplicação da força	4,5 mm



Figuras 3 – Detalhe da adaptação entre o componente de zircônia e o link com o hexágono interno.

Análise dos sistemas antes e após os ensaios de fadiga

Antes e após os ensaios mecânicos, os sistemas foram analisados no microscópio eletrônico com emissão de campo (FEI QUANTA FEG 250). Para as análises, as amostras foram fixadas no porta-amostra com fita de carbono dupla-face, realizado o alto vácuo e o microscópio operado em 25 kV.

RESULTADOS

Nas Figuras 3 são mostrados detalhes das adaptações do componente protético de zircônia encaixado no *link* de titânio.

Resistência à fadiga

Na primeira série, (ensaio de quatro amostras do *link* 4,5) a carga foi aumentada em 100 N após cada 12.000 ciclos. Nesta série a carga máxima foi de 700 N até atingir 84.000 ciclos de carregamento. Não ocorreu a fratura de qualquer parte da estrutura. Na segunda série, o mesmo conjunto de quatro amostras do *link* 4,5 foi submetido à fadiga e a carga foi iniciada em 100 N, e aumentada em 100 N após cada 200.000 ciclos. Não ocorreu a fratura até atingir 800 N e 2.000.000 ciclos.

Na terceira série (ensaio de quatro amostras do *link* 3,5), ocorreu a fratura da base do componente de zircônia.

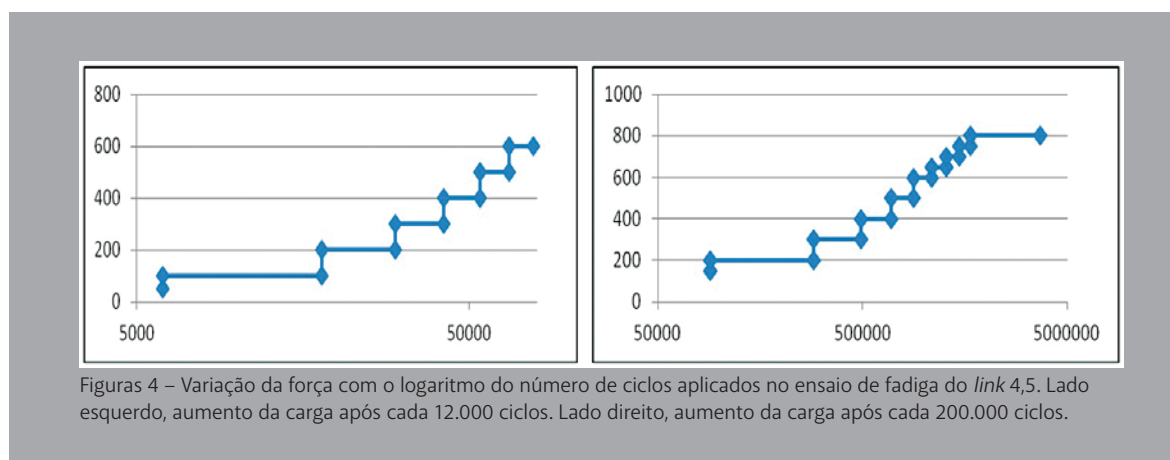
A amostra que apresentou melhor resultado foi submetida ao carregamento de 500 N e 814.578 ciclos em compressão. A amostra que apresentou menor resistência suportou 300 N e 498.000 ciclos.

Nas Figuras 4 são mostrados os gráficos representativos obtidos nos ensaios de fadiga do *link* 4,5 mm, nas duas situações. Na primeira série, a carga foi aumentada em 100 N após cada 12.000 ciclos. Na segunda fase, a carga foi aumentada em 100 N após cada 200.000 ciclos.

Nas Figuras 3 é mostrado que a folga entre o componente de zircônia e o *link* de titânio é de 437 nanômetros.

DISCUSSÃO

Para fins de comparação da dimensão da folga entre o componente de zircônia e o *link*, fez-se a análise da dimensão das bactérias tipo *mutans* comumente encontradas no meio oral (Figura 5). A bactéria *mutans* forma colônias com diversas dimensões, tem comprimento acima de 1.000 nm e diâmetro superior a 470 nm. Comparando-se a folga entre o hexágono do componente de zircônia e o *link* (437,1 nanômetros), mostrada nas Figuras 3, com o tamanho da bactéria (Figura 5), pode-se observar que a folga é inferior ao tamanho médio das bactérias mais comuns encontradas na cavidade oral. Portanto, a redução na folga entre o componente e o *link* evitará a infiltração bacteriana.



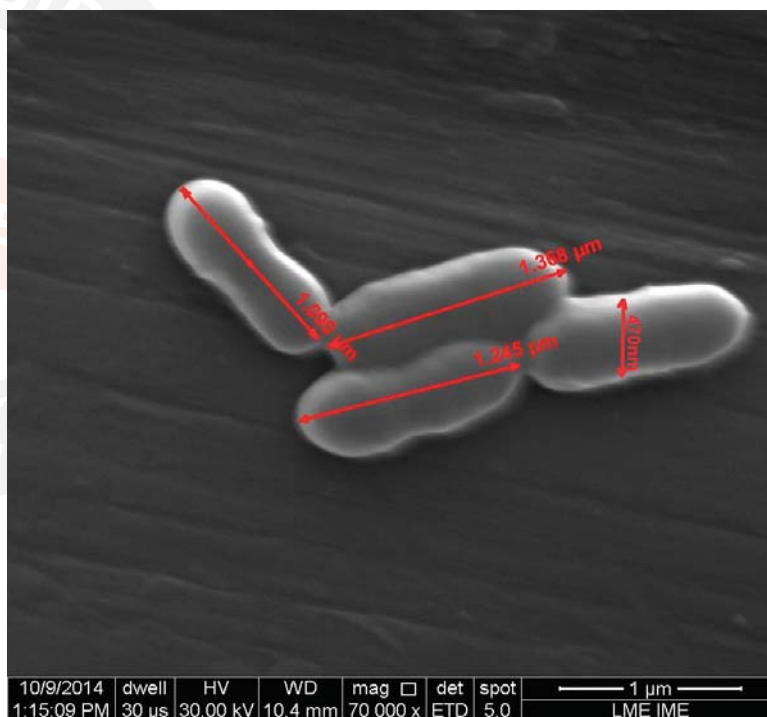


Figura 5 – Tamanhos de duas bactérias *Mutans spp.* A cultura e preparação da amostra foram realizadas pela Professora Elizabeth Ferreira Martinez e pelo Dr. Alexandre Barboza.

Entre os diversos trabalhos que analisaram a folga entre o componente protético e o implante, merece destaque o de autores¹⁸ que, segundo o que pesquisaram, a folga entre o pilar e o implante em sistema com parafuso varia entre 2 μm e 7 μm e nos sistemas cimentados é da ordem de 7 μm . Os dois sistemas citados por eles possuem folgas com tamanho 300% maior que o da menor bactéria e significativamente superior aos encontrados no presente trabalho em que foi usado o *link*. Autor¹⁹ comparou a desadaptação de infraestruturas metálicas em monobloco parafusadas sobre implante, confeccionadas pelo sistema de fundição por cera perdida e fresadas por sistema CAD/CAM. Seus resultados mostraram que a desadaptação vertical dos usinados com CAD/CAM apresenta folga (9,6 μm) dez vezes menor que o fundido (108,6 μm). O sistema proposto no presente trabalho apresenta ajuste significativamente superior aos citados, isto oferece melhores resultados em relação à infiltração de bactérias através das interfaces dos componentes protéticos e os implantes.

Considerando que o tamanho médio das bactérias

citado na literatura varia entre 0,5 μm e 2,0 μm (500 e 2.000 nanômetros), é possível afirmar que o sistema desenvolvido com o dispositivo *link* evita a infiltração bacteriana. Este resultado foi obtido após o desenvolvimento de novo processo de fabricação e controle rígido na precisão das peças.

Além de evitar a infiltração bacteriana, a folga desprezível obtida influenciou no aumento da resistência mecânica do conjunto. Com o melhor encaixe foi possível aumentar a área de contato entre as diferentes partes do conjunto, obtende-se maior área de distribuição das forças e redução das tensões nas interfaces. Ainda, o bom ajuste entre o componente protético, o *link* e o implante, durante a função mastigatória, manterá a estabilidade do sistema e a união entre as partes, protegerá os parafusos contra sobrecargas e aumentará a longevidade do sistema com garantia biológica.

A ausência de infiltração protegerá o paciente contra contaminações via oral, causada por infiltração bacteriana através de implantes.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados experimentais pôde-se concluir que:

- O sistema testado possui grande precisão dimensional, com folga (437,1 nanômetros) inferior ao tamanho médio das bactérias (1.000 nanômetros) encontradas na cavidade oral;
- A precisão no encaixe do componente protético ao implante aumentou a resistência à fadiga da estrutura;
- As cargas de fratura nos ensaios de fadiga estão acima do esperado para componentes de zircônia.

Agradecimentos

À empresa Conexão Sistemas e Prótese pelo fornecimento das amostras, ao CNPq e à Faperj pelo suporte financeiro da pesquisa.

Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou royalties, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

Endereço para correspondência

Carlos Nelson Elias (Instituto Militar de Engenharia)

Praça General Tiburcio, 80 – Urca

22290-270 – Rio de Janeiro – RJ

Tel.: (21) 2546-7244

elias@ime.br

REFERÊNCIAS

- Lombardo GHL, Souza ROA, Michida SMA, Nishioka RS. Remoção do parafuso de fixação fraturado do implante: relato de caso. *ImplantNews* 2006;3(3):257-60.
- Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. *RBP – Revista Brasileira de Implantodontia & Prótese sobre Implantes* 2005;12(47/48):228-35.
- de Almeida EO, Júnior ACF, Pellizzer EP. Restaurações cimentadas versus parafusadas: parâmetros para seleção em prótese sobre implante. *Innov Implant J* 2007;2(3):15-20.
- Tonella BP. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse. *Araçatuba: Unesp*, 2009.
- Tramontino VS, Daroz LGD, Luthi LF, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Correlação entre o desajuste marginal e a tensão gerada sobre os implantes. *RFO* 2009;14(1):47-50.
- Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental Materials* 2012;28(12):1215-20.
- Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):928-38.
- Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013;109(5):304-12.
- Yılmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015. doi: 10.1016/j.prosdent.2015 (verificar).
- Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Deng J, Wang Y et al. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *J Dentistry* 2014;42(10):1353-9.
- Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;72(10):1372-83.
- Teixeira W. Avaliação in vitro da infiltração bacteriana na interface implante-componente protético em conexões dos tipos cone morse e hexágono externo [dissertação]. Universidade de São Paulo, 2009.
- Gehrke SA, Rossetti PH. Influência do tipo de conexão, diâmetro e profundidade de inserção nas fraturas em implantes dentais cônicos; análise quantitativa e descritiva *in vitro*. *ImplantNews* 2014;11(6a-PBA):140-6.
- de Oliveira MM, Matsumoto MA, Butignion LE, Cardoso CL, Filho HN. Análise biomecânica de três tipos de conexões protéticas em implantes dentários de diâmetro reduzido. *ImplantNews* 2014;11(5):595-9.
- Dalago HR, Filho GS, Jacob SMM, de Bortoli Jr. N, Bianchini MA, Benfatti CAM et al. Tipo de reabilitação protética implantossuportada versus histórico de doença periodontal e higiene oral: estudo transversal com 916 implantes, com pelo menos um ano em função. *ImplantNews* 2014;11(4):475-9.
- De Lorenzo JL, Simionato MRL, Mayu MPA. Componentes da microbiota bucal. São Paulo: Grupo Brasileiro de Microbiologia Oral, 1998.
- Jemt T. In vivo measurements of precision off it involving implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(2):151-8.
- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001;72(9):1146-50.
- Barros VM, Fontoura DC, Discacciati JAC, Vasconcellos WA, de Oliveira Jr. CS, Vaz RR. Comparação do desajuste vertical de infraestruturas metálicas sobre implantes: fundida versus fresada. *ImplantNews* 2013;10(1):21-7.