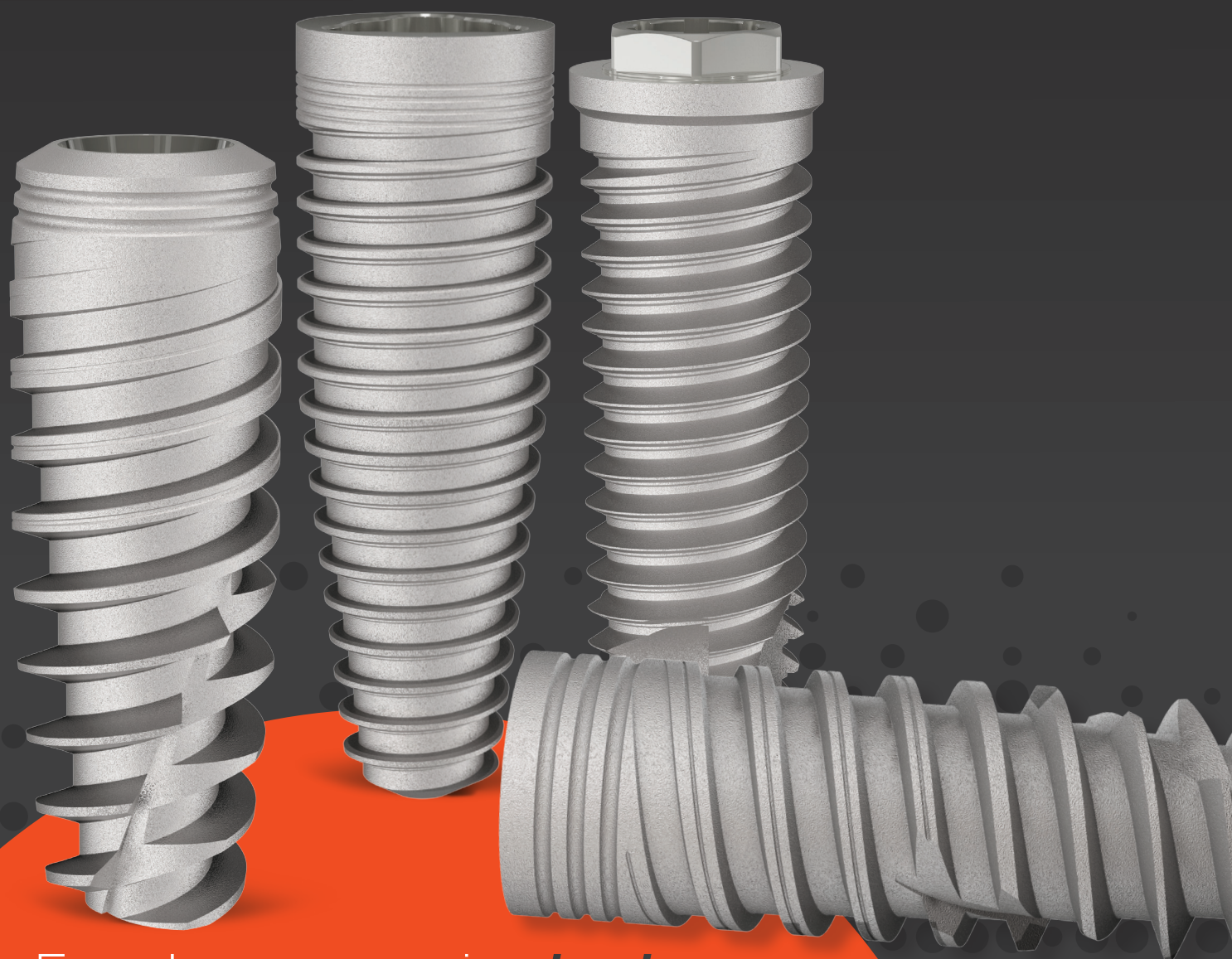




Estudo comparativo *in vitro*
da adaptação pilar-implante em
diferentes modelos de conexão



ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO PILAR-IMPLANTE EM DIFERENTES MODELOS DE CONEXÃO

In vitro comparative study of implant-abutment adaptation in different prosthetic connections

Sergio Alexandre Gehrke¹, Berenice Anina Dedavid²

RESUMO

Objetivo: avaliar e comparar a adaptação entre pilar e implante em diferentes modelos de conexões, antes e após a ciclagem mecânica.

Material e métodos: 80 conjuntos (pilar e implante) foram divididos em quatro grupos (n=20 por grupo): no grupo 1 (G1), foram utilizados conjuntos de conexão hexagonal externa; no grupo 2 (G2), foram utilizados conjuntos de conexão hexagonal interna; no grupo 3 (G3), foram utilizados conjuntos de conexão *cone-morse*; no grupo 4 (G4), foram utilizados conjuntos de conexão triangular. Todos os conjuntos testados apresentavam plataforma regular. A adaptação dos conjuntos foi medida através de microscopia eletrônica de varredura em três pontos predeterminados, após a aplicação do torque recomendado pelo fabricante para cada modelo, antes e após a ciclagem mecânica. Foram aplicados 360.000 ciclos simulando um ano de mastigação. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente entre os grupos ($p < 0.05$). **Resultados:** as medidas médias mensuradas da adaptação dos conjuntos antes da ciclagem mecânica foram: 6,61 $\pm$ 0,80 μ m para o G1; 4,21 $\pm$ 0,56 μ m para o G2; 3,30 $\pm$ 0,47 μ m para o G3; e 3,32 $\pm$ 0,68 μ m para o G4. As médias obtidas da adaptação dos conjuntos após a ciclagem mecânica foram: 2,51 $\pm$ 0,52 μ m para o G1; 1,85 $\pm$ 0,47 μ m para o G2; 1,06 $\pm$ 0,41 μ m para o G3; e 1,13 $\pm$ 0,42 μ m para o G4. **Conclusão:** dentro das limitações desse estudo *in vitro*, todos os conjuntos testados apresentaram boa adaptação nos dois momentos testados.

Palavras-chave – Implantes dentários; Conexões protéticas; Adaptação pilar-implante.

ABSTRACT

Objective: the objective of the present *in vitro* study was to evaluate and compare the adaptation between abutment and implant in different prosthetic connections, before and after mechanical cycling. **Material and methods:** forty sets (abutment and implant) were divided into 4 groups (n=10 per group): group 1 (G1), external hexagonal connection sets; group 2 (G2), internal hexagonal connection sets; group 3 (G3); cone morse connection sets; and group 4 (G4), triangular connection sets were used. All sets tested had a regular platform for each model. The adaptation of the assemblies was measured by scanning electron microscopy at 3 predetermined points after application of the torque recommended by the manufacturer for each model, before and after mechanical cycling. 360,000 cycles were applied simulating 1 year of mastication. The data obtained were statistically analyzed between the groups, being considered significant the difference when $p < 0.05$.

Results: the mean values of adaptation of the sets were: 6.61 $\pm$ 0.80 μ m for G1; 4.21 $\pm$ 0.56 μ m for G2; 3.30 $\pm$ 0.47 μ m for G3; and 3.32 $\pm$ 0.68 μ m for G4. The mean measures measured for adaptation of sets after mechanical cycling were: 2.51 $\pm$ 0.52 μ m for G1; 1.85 $\pm$ 0.47 μ m for G2; 1.06 $\pm$ 0.41 μ m for G3; and 1.13 $\pm$ 0.42 μ m for G4. **Conclusion:** within the limitations of this *in vitro* study, all sets (abutment-implant) tested showed good adaption between implant and abutment portions.

Key words – Dental implants; Prosthetic connections; Abutment-implant adaptation.

Apesar do êxito da Implantodontia estar relacionado com a osseointegração dos implantes, para o sucesso completo do tratamento, a reabilitação protética desses implantes é de fundamental importância. Assim, deve ser considerada a utilização de um adequado modelo de conexão protética¹⁻², levando-se em consideração as características estruturais desses conjuntos. A obtenção de estabilidade e manutenção da conexão implante/prótese ainda é um desafio para a prática clínica.

INTRODUÇÃO

Apesar do êxito da Implantodontia estar relacionado com a osseointegração dos implantes, para o sucesso completo do tratamento, a reabilitação protética desses implantes é de fundamental importância. Assim, deve ser considerada a utilização de um adequado modelo de conexão protética¹⁻², levando-se em consideração as características estruturais desses conjuntos. A obtenção de estabilidade e manutenção da conexão implante/prótese ainda é um desafio para a prática clínica. A configuração geométrica estrutural pode influenciar na manutenção da estabilidade desta conexão, já que as forças oclusais podem causar complicações mecânicas³.

Nesse sentido, a longevidade dos tratamentos com implantes dentais tem demonstrado uma alta previsibilidade e altos índices de sucesso, acima de 90%⁴. A grande maioria dos estudos indica um sucesso satisfatório nas próteses implantossuportadas, entretanto, nas avaliações clínicas longitudinais, são relatadas complicações mecânicas e/ou microbiológicas⁵, sendo a mais frequente o afrouxamento do abutment⁶, que pode causar danos aos implantes e tecidos de suporte⁷, pois permite a penetração de microrganismos através da interface implante-pilar para o interior desse espaço, podendo levar à uma peri-implantite⁸.

Por outro lado, é de fundamental importância, para a estabilidade dos parafusos de fixação, a aplicação de uma pré-carga adequada⁹. Considera-se pré-carga a tensão gerada durante o torque (apertamento) dos parafusos protéticos, com a finalidade de manter os componentes (implante e pilar) unidos. Nesse processo (aplicação do torque), ocorre

o alongamento das rosas do parafuso protético, causando uma força tênsil ou pré-carga, determinando a estabilidade da união protética e, assim, evitando um possível afrouxamento desses parafusos¹⁰. Quanto maior for a pré-carga, maior é a resistência ao afrouxamento das peças (implante e pilar)¹¹. Alguns fatores podem influenciar na pré-carga, tais como: o material dos componentes e dos parafusos⁹; a rugosidade da superfície¹²; o torque aplicado¹³; a adaptação dos componentes¹⁴; e a fadiga¹⁵. Além disso, a precisão na fabricação dos componentes e o torque aplicado nos parafusos dos componentes protético, determinam o nível de adaptação na interface pilar-implante. A desadaptação é reduzida quando o torque ideal preconizado pelo fabricante é aplicado⁸.

O desenho da conexão protética tem influência direta na integridade mecânica, na força de união e na estabilidade da mesma¹⁵⁻¹⁶. Dentre os modelos de conexões disponíveis no mercado mundial, vários estudos têm indicado um comportamento da estabilidade mecânica diferente entre eles^{14,16-17}. Espera-se que diferentes conexões tenham diferentes tamanhos de *microgap*. Assim, comparar os diferentes tipos de conexões existentes é essencial para conhecer o tamanho do *microgap*, pois isso influencia diretamente na microinfiltração bacteriana e, conseqüentemente, no comportamento dos tecidos peri-implantares¹⁸.

Na cavidade oral, as forças mastigatórias exercem ação sobre os materiais restauradores protéticos, de modo a promover impulsos mecânicos cíclicos que podem ser simulados nos estudos através de máquinas de ciclagem mecânica, que tentam imitar as condições fisiológicas encontradas nos ciclos mastigatórios. Assim, o presente trabalho teve por objetivo analisar, através de imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV), o comportamento do *gap* existente na interface implante-pilar de sistemas de implantes com diferentes modelos de conexão, antes e após a ciclagem mecânica.

MATERIAL E MÉTODOS

Para esta pesquisa, foram utilizados 80 implantes de titânio com quatro diferentes modelos de conexão protética da marca Dérig Industria e Comércio de Materiais Médico-Odontológicos Ltda. (São Paulo, Brasil), com diâmetro regular de cada sistema, sendo divididos em quatro grupos (n=20 por grupo): no grupo 1 (G1), foram utilizados conjuntos de conexão hexagonal externa (implante cilíndrico Biodent Hex, RP 4 mm); no grupo 2 (G2), foram utilizados conjuntos

¹Doutor em Biologia Celular e Molecular – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; Diretor da Biotecnos Research Center; Professor Catedrático da Universidade Católica Santo Antônio de Múrcia.

²Professora do Depto. de Engenharia de Materiais – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Recebido em jun/2018

Aprovado em jul/2018

de conexão hexagonal interna (implante Exakort 4,2 mm); no grupo 3 (G3), foram utilizados conjuntos de conexão *cone-morse* (implante cilíndrico Dynamic CMI, RP 4,3 mm); no grupo 4 (G4), foram utilizados conjuntos de conexão triangular (implante cônico Bioneck Tri, RP 4,3 mm). Todos os implantes utilizados tinham 11 mm de comprimento, e os pilares tinham 10 mm de comprimento. Os conjuntos (pilar-implante) de cada grupo são apresentados na Figura 1.

No implante *cone-morse*, o *gap* de união entre o pilar e o implante não está situado na margem da plataforma do implante, como nos outros sistemas, pois o pilar emerge do orifício central do implante e vai aumentando de diâmetro para criar um perfil de emergência. Assim, para que fosse possível analisar esse *gap*, obtendo-se imagens desde o topo dos conjuntos, foi necessária a inclinação de aproximadamente 15° desses conjuntos dentro do microscópio, permitindo uma visualização direta da interface.

Primeiramente, os implantes foram fixados em uma morsa de bancada, e os pilares foram instalados aplicando o torque de 25 Ncm, conforme recomendado pelo fabricante, através do torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG 60 CN-S (Tóquio, Japão). Dez minutos após o torque inicial, uma nova aplicação de torque com a mesma intensidade foi realizada para minimizar o efeito da sedimentação e ajudar na manutenção de uma pré-carga ótima, como protocolo sugerido por outros autores¹.

Metade das amostras de cada grupo (n=10) foi utilizada para o ensaio de fadiga, quando foram confeccionados cilindros de PVC com altura de 15 mm, diâmetro externo de 15 mm e diâmetro interno de 12 mm. Os conjuntos (pilar-implante) foram posicionados nesses cilindros com o auxílio de guias de poliacetal e um dispositivo posicionador, com hastes verticais que permitiram o encaixe das pontas de poliacetal para a centralização dos mesmos nos eixos vertical e horizontal. Os conjuntos foram posicionados com uma inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$, e uma coroa cerâmica em forma de semicírculo foi cimentada sobre cada pilar. Além disso, os cilindros de PVC foram preenchidos com a resina, deixando os implantes 3 mm para fora da mesma, conforme norma ISO 14801:2015¹⁹. Esse tipo de resina possui um módulo de elasticidade de $0,21 \times 10^9 \text{ N/m}^2$, sendo semelhante ao módulo de elasticidade do osso medular humano $0,14 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ²⁰. A polimerização final da resina ocorreu em 72 horas e, após esse período, os corpos-de-prova foram desconectados dos mandris posicionadores.

O ensaio de fadiga das dez amostras de cada grupo foi realizado no laboratório de biomecânica da Biotechnos – Technology and Science (Montevideu, Uruguai), que possui seis pistões onde foram acopladas as pontas de poliacetal. Utilizando uma cicladora mecânica (BioPDI – São Carlos, Brasil), foram efetivados 360.000 ciclos para o teste, proporcional a aproximadamente 12 meses de função²¹⁻²², com frequência de 4 Hz e carga de 100 N. O teste foi executado com os corpos-de-prova imersos em solução salina à temperatura aproximada de 37° centígrados.



Figura 1 – Imagens dos implantes e pilares utilizados no estudo.

Após a finalização dos ciclos programados, as amostras fadigadas e a outra metade sem fadiga foram levadas ao MEV para obtenção das imagens nas mesmas posições descritas anteriormente. Para isso, os corpos-de-prova foram levados à cuba ultrassônica com água, permanecendo por 20 minutos sob a ação da mesma para a remoção de eventuais resíduos indesejáveis às tomadas de imagens, e metalizados com a deposição de ouro (Denton Acuum Desk II, EUA) para possibilitar a tomada de imagens no MEV. Foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca JEOL, modelo JSM 5310, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (Porto Alegre, Brasil).

As imagens do *gap* entre o pilar e o implante com aumento de 10.000 x foram utilizadas para as mensurações (análise quantitativa), que foram realizadas no próprio MEV. Essas medições foram realizadas em três pontos (central à imagem e 10 µm para a direita e para a esquerda) da fenda em cada imagem (Figura 2), sendo determinada a média dessas como a medida para cada amostra. Para análise estatística dos dados coletados, foi utilizado o teste Anova entre todos os grupos e o teste t para comparação entre um grupo e outro, sempre considerando significativa a diferença quando $p < 0,05$.

RESULTADOS

Os resultados serão apresentados de forma qualitativa pela avaliação comparativa das imagens, e de forma quantitativa pela medição das fendas (*gap*). Para a análise qualitativa e estatística (quantitativa), foram utilizadas as imagens obtidas com aumento de 10.000 x.

Análise qualitativa das fendas na interface pilar-implante: comparando as imagens, foi possível verificar que após a ciclagem há uma maior aproximação dos conjuntos (pilares protéticos e implante), sugerindo que houve deformação e acomodação das peças pela carga recebida, demonstrando diminuição do tamanho das fendas (*gap*) após a ciclagem mecânica.

Análise quantitativa das fendas na interface pilar-implante: as medidas das fendas foram tabuladas em uma planilha eletrônica, e as médias das medições de cada grupo foram obtidas. Estes dados geraram um gráfico comparativo entre as fendas mensuradas antes e após a ciclagem mecânica (Figuras 3). Além disso, as médias e desvio-padrão de cada grupo em cada condição proposta (antes e depois da fadiga) estão apresentadas na Tabela 1. A análise estatística Anova apresentou uma diferença significativa entre os quatro grupos em ambas condições ($p < 0,0001$). As comparações entre cada grupo estão apresentadas nas Tabelas 2 e 3.

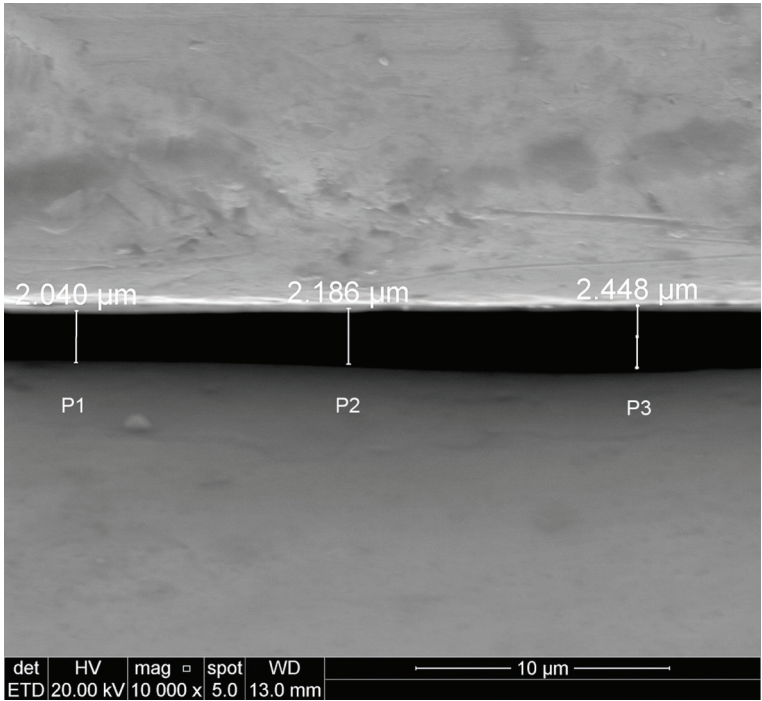
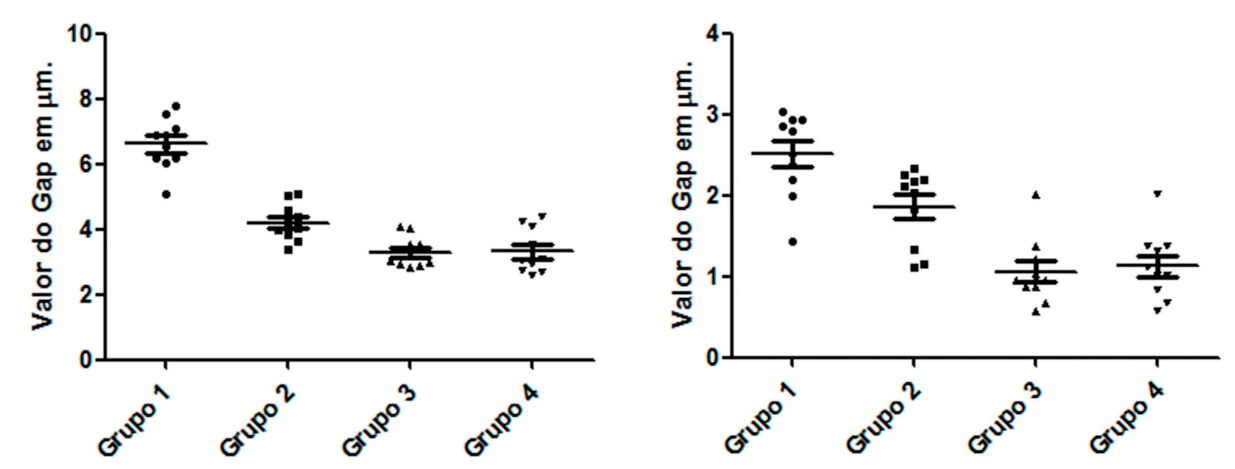


Figura 2 – Imagem da medição do *gap* em uma das amostras, onde: P1 (medição à esquerda); P2 (medição central); P3 (medição à direita).



Figuras 3 – Gráficos comparando as médias obtidas do gap das amostras antes e depois da ciclagem mecânica, respectivamente.

TABELA 1 – DADOS MENSURADOS DO GAP NAS DUAS CONDIÇÕES PROPOSTAS (ANTES E DEPOIS DA CICLAGEM MECÂNICA)

	Antes da ciclagem		Após a ciclagem	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
Grupo 1	6,61	0,80	2,51	0,52
Grupo 2	4,21	0,56	1,85	0,47
Grupo 3	3,30	0,47	1,06	0,41
Grupo 4	3,32	0,68	1,13	0,42

TABELA 2 – ANÁLISE ESTATÍSTICA USANDO O T TESTE, COMPARANDO OS DADOS ENTRE OS QUATRO GRUPOS PROPOSTOS (ANTES DA CICLAGEM MECÂNICA)

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Grupo 1	– –	p < 0,0001* IC=1,860 – 2,942	p < 0,0001* IC=2,621 – 3,991	p < 0,0001* IC=2,451 – 4,131
Grupo 2	p < 0,0001* IC=1,860 – 2,942	–	p=0,0025* IC=0,412 – 1,398	p=0,0058* IC=0,330 – 1,450
Grupo 3	p < 0,0001* IC=2,621 – 3,991	p=0,0025* IC=0,412 – 1,398	–	p=0,9418 IC=-0,467 – 0,437
Grupo 4	p < 0,0001* IC=2,451 – 4,131	p=0,0058* IC=0,330 – 1,450	p=0,9418 IC=-0,467 – 0,437	–

*Diferença estatisticamente significativa com p < 0.05;
p=valor de p;
IC=intervalo de confiança.

TABELA 3 – ANÁLISE ESTATÍSTICA USANDO O T TESTE, COMPARANDO OS DADOS ENTRE OS QUATRO GRUPOS PROPOSTOS (APÓS A CICLAGEM MECÂNICA)

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Grupo 1	– –	p=0,0081* IC=0,217 – 1,093	p < 0,0001* IC=0,999 – 1,907	p < 0,0001* IC=1,138 – 1,620
Grupo 2	p=0,0081* IC=0,217 – 1,093	–	p=0,0024* IC=0,365 – 1,231	p=0,0081* IC=0,240 – 1,208
Grupo 3	p < 0,0001* IC=0,999 – 1,907	p=0,0024* IC=0,365 – 1,231	–	p=0,6816 IC=-0,469 – 0,321
Grupo 4	p < 0,0001* IC=1,138 – 1,620	p=0,0081* IC=0,240 – 1,208	p=0,6816 IC=-0,469 – 0,321	–

*Diferença estatisticamente significativa com p < 0.05;
p=valor de p;
IC=intervalo de confiança.

DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* teve como objetivo a observação direta por MEV de quatro diferentes modelos de conexão entre pilar e implante, para detectar possíveis *microgaps* visíveis dentro dos níveis de tamanho adotados para aquisição das imagens (10.000 x) e para o cálculo de superfícies de contato entre os pilares protéticos e os implantes. Os resultados encontrados apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os dados da interface (implante-pilar) nos diferentes modelos testados antes e os valores medidos após a aplicação das cargas nos implantes.

A maioria dos sistemas de implantes dentais é estruturada em duas partes, em que o implante recebe o acoplamento de um componente protético, gerando uma interface de união que pode, dependendo do grau de ajuste entre as peças,⁵ apresentar maior ou menor espaço entre suas paredes, levando ao aumento mecânico de tensão nas estruturas de conexão e no tecido ósseo circundante, podendo ocasionar perda de pré-carga ou fratura de parafuso e ter consequências biológicas²³⁻²⁴. Além disso, o *microgap* da interface implante-pilar induzido pelo desajuste da estrutura de conexão permite que as bactérias penetrem e colonizem na parte interna do implante, causando processos inflamatórios²³⁻²⁵.

As falhas protéticas são mais frequentes em restaurações unitárias, sobretudo afrouxamento e/ou fraturas dos parafusos de retenção do *abutment*²⁶⁻²⁷, causando problemas como desconforto ao paciente, tempo clínico do profissional para solucionar o caso, reações teciduais²⁷, perda óssea ao redor do implante e até fratura dos componentes e/ou do implante.

Para obter um selamento de qualidade contra bactérias, vários estudos têm focado na penetração de microrganismos através de *microgaps* de interface implante-pilar. A maioria desses trabalhos foi desenvolvida *in vitro* em condição estática, desconsiderando variações de temperatura existente *in vivo* e o estresse durante a mastigação^{5,9,23}. Embora na literatura as conexões cônicas tenham demonstrado melhor desempenho do ponto de vista biológico e mecânico^{21,28-29}, devido ao melhor encaixe entre as peças, ainda não foi implementada a conexão ideal entre pilar e implante capaz de reduzir totalmente o risco de penetração bacteriana^{5-6,9,14}.

A obtenção de uma ótima pré-carga está relacionada diretamente ao aperto do parafuso do pilar com o torque definido pelo fabricante, evitando a perda precoce da pré-carga¹³. Alguns autores^{9,12} concordam que dentro de um mesmo lote de componentes protéticos fabricados podem haver diferenças significativas na pré-carga, pois esta depende do acabamento das interfaces, da fricção entre os componentes, da geometria e das propriedades do material empregado. Por se tratar individualmente de um parafuso protético, apesar de um processo rigoroso de qualidade e produção, podem apresentar diferenças em sua micro e macroestrutura³⁰. Assim, no presente estudo foram utilizados pilares e implantes fabricados pela mesma empresa, podendo evitar possíveis diferenças de qualidade de produção das peças.

Existem poucos estudos sobre as possibilidades de observação direta *in vitro*, usualmente preocupados com

conexões articulares – microrradiografia, MEV, microscopia ótica, microscopia de varredura a *laser* ou abordagens teóricas por modelagem de elementos finitos²⁷⁻²⁸. Embora muitos autores tenham relatado um ajuste perfeito em relação às conexões cônicas, outros publicaram recentemente um estudo mostrando a presença de um *microgap* pela observação direta *in vitro* do acoplamento cônico através da microscopia de varredura²⁸⁻³⁰. Além disso, testes recentes de infiltração bacteriana demonstraram que essa geometria não pode garantir uma vedação perfeita¹⁸. Entretanto, a literatura é carente de estudos que relacionem a extensão do *gap* na interface pilar-implante em diferentes tipos de conexão protética após ciclagem mecânica, utilizando como parâmetro de avaliação a microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os ensaios de fadiga tentam simular a carga mastigatória para determinar a estabilidade da interface, porém a maioria dos estudos emprega metodologias diferentes na aplicação dessas cargas, como variações no número de ciclos de cargas utilizadas, frequência, forças aplicadas, local, forma de aplicação das cargas, temperatura, entre outras^{13,15}. No presente estudo, foi seguido o protocolo de valores de carga e frequência do ciclo mastigatório simulados, baseando-se em outros estudos publicados pelo nosso grupo de pesquisa^{21-22,28-29}.

Os resultados desta análise comprovaram a existência de *gaps* semelhantes aos descritos na literatura⁵, que apresentam resultados com variações entre 2 µm e 9 µm para implantes sem a aplicação de cargas. Esses valores foram diminuídos significativamente após a ciclagem mecânica, o que demonstra que a força de união entre as peças é aumentada com a mastigação que promove forças (compressivas) de acomodação entre as peças dos conjuntos²¹, diminuindo a possibilidade de falhas no sistema. Esses resultados são similares a outros estudos^{21,29-30}.

CONCLUSÃO

Todos os modelos de implantes testados apresentaram uma excelente precisão de adaptação entre as peças (pilar e implante). Pelos resultados obtidos, pôde-se concluir que, após o teste de ciclagem mecânica, há uma diminuição significativa na fenda (*gap*) da interface pilar-implante, devido à acomodação do pilar protético sobre o implante. Assim, dentro das limitações desse estudo, pode-se dizer que as forças da mastigação podem melhorar o acionamento entre pilar e implante, aumentando o contato entre as paredes dos conjuntos.

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

Sergio Alexandre Gehrke (Department of Research)
Calle Cuareim, 1.483
CP 11.100 – Montevideo – Uruguai
Tel.: (598) 2901-5634
sergio.gehrke@hotmail.com

REFERÊNCIAS

- Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: part I. J Prosthet Dent 1992;68(5):737-41.
- Borie E, Orsi IA, Araujo CP. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. Acta Odontol Scand 2015;19(5):1-9.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Impl Res 2000;11(Suppl 1):156-8.
- Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Lezzi G, Mangano A, Colla LL. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25(2):394-400.
- 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.
- Eklfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Linden U, Lundqvist S, Rundcrantz T et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. Clin Oral Implants Res 2001;12(6):462-7.
- King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels on non-submerged dental implants. A radiograph study in the canine mandible. J Periodontol 2002;73(10):1111-7.
- Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14(1):94-100.
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71(6):592-9.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment implants systems. J Prosthet Dent 2000;84(2):194-9.
- Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. Post Grad Dent 1996;3(1):3-13.
- Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(5):589-98.
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85(1):47-52.
- Squier RS, Poster WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17(1):24-7.
- Khrasat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004;91(4):326-34.
- Döring K, Eisenmannl E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. J Oral Implantol 2004;30(3):198-209.
- Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. J Oral Implantol 2004;30(3):178-88.
- Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent Mater J 2008;27(1):29-34.
- International Organization for Standardization ISO 14801-2015: dentistry-implants-dynamic fatigue test for endosseous dental implants. The Organization, Geneva, 2007.
- Quek CE, Tan KB, Nicholls J. Load fatigue performance of a single tooth implant abutment system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21(6):929-36.
- Gehrke SA, Delgado-Ruiz RA, Prados Frutos JC, Prados-Privado M, Dedavid BA, Granero Marín JM et al. Misfit of three different implant-abutment connections before and after cyclic load application: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants 2017;32(4):822-9.
- Gehrke SA, da Silva PMP, Guirado JC, Delgado-Ruiz RA, Dedavid BA, Nagasawa MA et al. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. J Prosthet Dent 2016;116(4):529-35.
- Ricomini Filho AP, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, DelBelCury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz Dent J 2010;21(2):123-9.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. J Dent Res 2006;85(5):473-8.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. J Prosthet Dent 2003;89(4):346-51.
- Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res 2005;16(3):326-34.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(2):169-78.
- Gehrke SA, Pereira FA. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29(4):791-7.
- Gehrke SA, Serra RC. Load fatigue performance of conical implant-abutment connection: effect of torque level and interface junction. Minerva Stomatol 2015;64(1):1-7.
- Al-Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. J Prosthodontics 2008;17(3):201-10.

A DÉRIG

Fundada há mais de 30 anos na cidade de Barueri em São Paulo, a Dérig nasceu com o objetivo de transformar o paradigma da qualidade em odontologia.

Para alcançar esse objetivo, unimos tecnologia de ponta à uma equipe multidisciplinar completa, composta por engenheiros, matemáticos, farmacêuticos, químicos industriais e dentistas capazes de revolucionar as ideias por trás de cada produto e seu processo de produção.

Assim são proporcionadas as melhores soluções clínicas e laboratoriais aos nossos clientes.

O cuidado no atendimento às necessidades de cada profissional e o desenvolvimento técnico-científico, são fatores que impactam na seleção de matérias primas, na criação de novas soluções e no controle de qualidade dos produtos Dérig.

CONTROLE DE QUALIDADE

Na Dérig, realizamos um rígido controle de qualidade para garantir o máximo desempenho de cada um de nossos implantes, com inspeção realizada nas cotas críticas em todos os lotes fabricados, seguimos os seguintes processos:

- a) Liberação da fabricação com retenção de peças de cada lote fabricado, a fim de evidenciar a conformidade durante a usinagem.
- b) Inspeção durante o processo de fabricação/usinagem.
- c) Inspeção do Controle de Qualidade em 100% das cotas funcionais e inspeção por amostragem nas demais cotas não funcionais. O processo de Inspeção por amostragem encontra-se validado conforme normas ABNT NBR 5425, 5426 e 5427.

É assim que trabalhamos, em nome da excelência.



Dérig Ind. e Com. de Mat. Médico - Odontológicos Ltda

 Rua Lapa, 479 | Chácaras Marco | Barueri, São Paulo | 06419-020

 0800 777 1991 | 11 4161 8090

 derig@derig.com.br

 derig.com.br

dérig
Implantes do Brasil