



ARTIGO

ANÁLISE COMPARATIVA DE IMPLANTES DE DIFERENTES DIÂMETROS: EXTRA-ESTREITOS, ESTREITOS E CONVENCIONAIS



Henrique
Tuzzolo Neto



Alessandra
Sayuri Tuzita



Sergio Alexandre
Gehrke



Renata de
Vasconcellos
Moura



Márcio Zaffalon
Casati



Alfredo Mikail
Melo Mesquita

"A importância clínica deste estudo publicado em um jornal de alto fator de impacto (3.176), foi de realçar e dar segurança na indicação do implante Slim extra-estrito (2,5 mm de diâmetro) para utilização em incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, e ainda amplia a indicação do implante Slim estrito (3,0 mm de diâmetro) para caninos e pré molares em pacientes de oclusão favorável."

ARTIGO

ANÁLISE COMPARATIVA DE IMPLANTES DE DIFERENTES DIÂMETROS: EXTRA-ESTREITOS, ESTREITOS E CONVENCIONAIS

*Henrique Tuzzolo Neto¹,
Alessandra Sayuri Tuzita^{1,*},
Sergio Alexandre Gehrke²,
Renata de Vasconcellos Moura¹,
Márcio Zaffalon Casati¹ e
Alfredo Mikail Melo Mesquita¹*

¹ Universidade Paulista – UNIP,
Cep: 04026-002. São Paulo, Brazil;
henriquetuzzolo@hotmail.com (H.T.N.);
renata_vmoura@hotmail.com (R.d.V.M.);
mzcasati@gmail.com (M.Z.C.);
alfmikail@yahoo.com.br (A.M.M.M.)

² Biotechnology Department, Universidade
Católica de Murcia, Murcia, Cep.: 11.100, Spain;
sergio.gehrke@hotmail.com (S.A.G.)

* Autor correspondente: astuzita@yahoo.com.br
(A.S.T.); Tel.: +55-(11)-98214-5626

Recebido: 28 de Dezembro de 2019;
Revisado: 20 de Fevereiro de 2020;
Aceito: 24 de Fevereiro de 2020;
Publicado: 17 de Abril de 2020.

RESUMO: O objetivo deste estudo foi realizar uma análise comparativa da resistência de implantes, avaliando implantes extra-estreitos, estreitos, e implantes regulares. Foram avaliados quatro grupos contendo 15 implantes cada um. Grupo 1 (G1): implantes extra-estreitos de corpo único; Grupo 2 (G2): implantes estreitos de corpo único; Grupo 3 (G3): implantes estreitos cone morse com pilar sólido; Grupo 4 (G4): implantes convencionais cone morse com pilar sólido. Os implantes foram testados em uma máquina de ensaio universal com objetivo de obter o limite de força máxima e o momento máximo de flexão. Após a obtenção dos dados foram aplicados os testes estatísticos de Shapiro-Wilk, ANOVA e Tukey ($p < 0.05$). Amostras de todos os grupos foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e os grupos 3 e 4 foram analisados em perfilômetro. As médias e desvio padrão para o limite de força máxima (N) e o momento máximo de flexão (Nmm) foram respectivamente: G1: 134,29 N (10,27); G2: 300,61 N (24,26); G3: 360,64 N (23,34); G4: 419,10 N (18,87); G1: 1612,02 Nmm (100,6); G2: 2945 Nmm (237,97); G3: 3530,38 Nmm (228,75); G4: 4096,7 Nmm (182,73). Os grupos se comportaram estatisticamente diferentes entre si, mostrando que os implantes de menor diâmetro proporcionaram menor resistência à fratura, tanto nos testes de resistência à tração quanto no momento máximo de flexão entre todos os grupos. Além disso, os implantes de corpo único, com diâmetros de 2.5 mm e 3.0 mm, deformaram na região do corpo do implante e não na região do pilar.

PALAVRAS-CHAVE: implantes estreitos; implantes extra-estreitos; diâmetro dos implantes; implantes dentários.

1. INTRODUÇÃO

O espaço insuficiente entre dentes adjacentes e rebordos alveolares estreitos são frequentemente encontrados na prática diária dos implantodontistas. Essas situações clínicas podem inviabilizar a reabilitação com implantes de diâmetro convencionais (3.75–4.1 mm) [1]. Como resultado, o uso de implantes com diâmetros reduzidos, inferiores a 3.75 mm, contribuiu significativamente para a restauração de áreas com espaço protético limitado [2–6].

Entretanto, a reabilitação em áreas como os incisivos laterais superiores e incisivos inferiores pode ser muito desafiadora, mesmo usando implantes estreitos. Para gerenciar diferentes cenários clínicos, os fabricantes começaram a oferecer implantes com diâmetros diferentes. Al-Johany e cols [7] sugeriram uma classificação para os implantes dentários conforme seu diâmetro: 1) implantes extra-estreitos, com diâmetro inferior a 3.0 mm; 2) implantes estreitos, com diâmetro igual ou superior a 3.0 mm e inferior a 3.75 mm; e 3) implantes convencionais, com diâmetro de 3.75 a 4.0 mm.

Muitos fatores podem causar fraturas em implantes, como fadiga do metal, o design da estrutura protética, forças de oclusão, reabsorção óssea e o diâmetro do implante [2,6,8-14]. Os implantes estreitos comparados aos convencionais apresentam maior risco de fratura devido ao seu menor diâmetro, o que pode comprometer não apenas os componentes da prótese, mas também levar à sobrecarga óssea [8].

Estudos de elementos finitos sobre a influência dos diâmetros de implantes mostraram que, ao usar implantes estreitos (<3.3 mm), a tensão é muito maior na região dos pilares, além disso, o diâmetro dos implantes afeta significativamente a resistência dos implantes [15].

O principal objetivo desta pesquisa foi realizar uma análise comparativa da resistência de implantes, utilizando como parâmetro a norma ISO 14801, avaliando implantes extra-estreitos de corpo único, implantes estreitos de corpo único, implantes estreitos de cone morse e implantes convencionais cone morse, todos apresentando pilares com a mesma altura.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados sessenta implantes, fabricados e comercializados pela empresa Implacil de Bortoli (Sao Paulo, Brasil), os quais foram divididos em quatro grupos com 15 implantes cada, como é mostrado na Figura 1, conforme determinado pelo cálculo amostral do estudo piloto realizado antes deste trabalho experimental.



Figura 1. Classificação dos grupos de implantes de acordo com o tipo de implante, diâmetros e comprimentos dos implantes e a região do pilar protético antes do teste mecânico.

Os implantes foram verticalmente embutidos em uma resina à base de metacrilato de metila autopolimerizável (Pattern Resin™ LS GC America INC., Alsip, IL, EUA), dentro de um tubo de policloreto de polivinila (PVC) de 20 mm de diâmetro, com 3 mm do seu corpo exposto para fora da base, e padronizados com ângulo de 90° em relação à base, com auxílio de um paralelômetro (PRO-DELL Ltda – Modelo Standart, São Paulo, Brasil).

Para os implantes cone morse (Grupo 3 e Grupo 4), um pilar sólido de 6 mm de altura foi instalado (Figura 2) com um torque de 30 Newtons, seguindo as recomendações do fabricante.

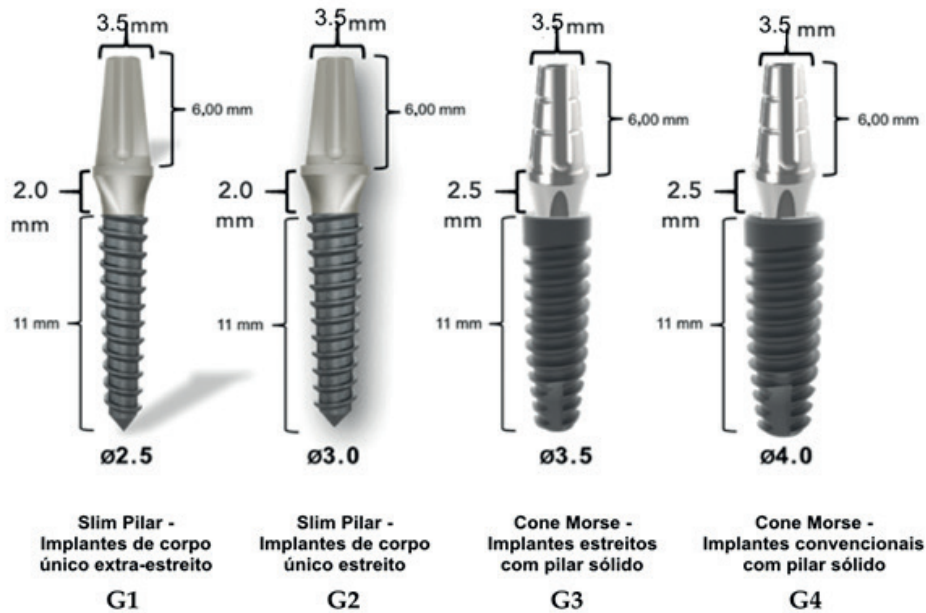


Figura 2. Implantes cone morse da Implacil de Bortoli, com pilar sólido de 6 mm de altura.

Para realização do ensaio mecânico, as amostras foram testadas em um dispositivo, a $30^\circ \pm 2^\circ$, simulando a área dos incisivos. Um dispositivo metálico em forma de esfera, simulando uma coroa dental, com abertura de acesso para o parafuso de retenção, foi cimentado sobre o pilar,

com a finalidade de obter um único ponto de carregamento, seguindo a Norma ISO 14801: 2007 [16] (Figura 3).

A carga foi aplicada na máquina de ensaio universal (Kratos, série KE, Kratos – Equipamentos Industriais Ltda, Cotia, São Paulo, Brasil), de modo

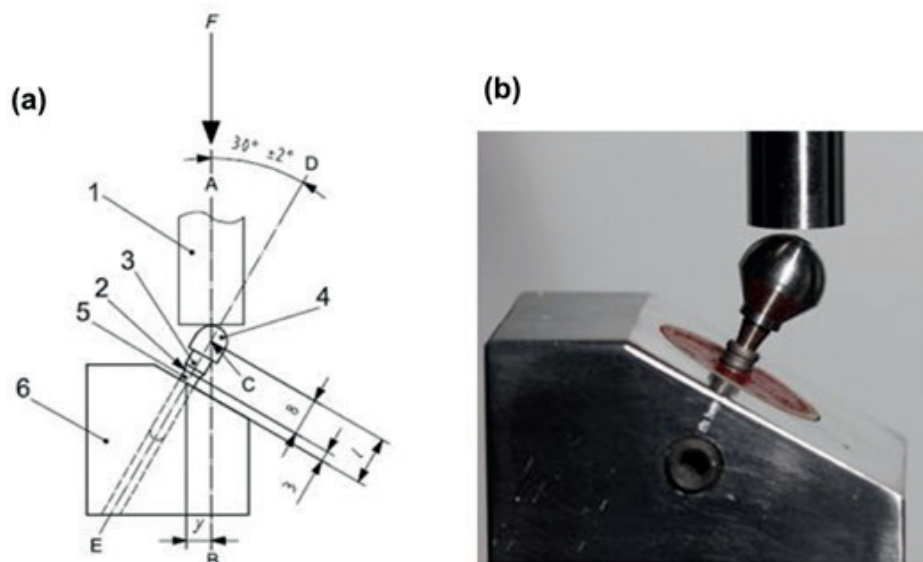


Figura 3. (a) organização Internacional de Normalização (ISO) 14801:2007 (1. dispositivo de força; 2. nível ósseo; 3. componente; 4. componente hemisférico de carregamento; 5. corpo do implante; 6. suporte do corpo de prova); (b) amostra posicionada no dispositivo para a realização do ensaio.

progressivo com velocidade de 1 mm por minuto, sendo pausada ao atingir um deslocamento de 6 mm [8].

A superfície de carga hemisférica e a superfície do dispositivo de carga foram examinadas visualmente após cada teste, para assegurar que não ocorresse deformação.

Após a realização do ensaio, foi obtido um gráfico com a curva de carga / deslocamento de cada implante do grupo sobrepostos, e uma tabela foi gerada com os dados obtidos (cargas médias e máximas). Para calcular o momento máximo de flexão, foi utilizada uma equação de acordo com a norma ISO 14801: $M = y.F$, na qual a unidade resultante foi dada em Newton x milímetro (Nmm).

y = distância do centro de força aplicada ao ponto de intersecção, entre o longo eixo e o ponto superior do dispositivo.

F = força aplicada ao conjunto testado.

As características das curvas de carga / deslocamento para cada projeto de implante foram geradas, e as cargas máximas (médias), os momentos máximos de flexão e os valores de desvios-padrão apropriados foram estabelecidos.

Após o ensaio, três amostras de cada grupo foram preparadas para realização do MEV. Foi realizado um corte longitudinal no centro das amostras em uma cortadeira metalográfica (Isometi 1000). Após o corte, as amostras foram polidas usando uma sequência de lixas de papel abrasivo (240, 320, 400, 600 e 1200 de grão abrasivo). Em sequência as amostras foram limpas em cuba ultrassônica com isopropanol [17]. As características dos implantes e dos conjuntos

pilar / implante foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (JSM-LV 6510, JEOL, Tokyo, Japão), possibilitando uma análise descritiva [18].

De maneira ilustrativa, três amostras dos Grupos 3 e 4, contendo duas peças cada (implante / pilar), foram submetidas à análise em um perfilômetro para melhor visualização da distorção da plataforma dos implantes. Os resultados foram submetidos ao teste para verificação de normalidade Shapiro – Wilk e, após esta confirmação foram submetidos ao teste ANOVA One Way e posteriormente, ao teste Tukey.

3. RESULTADOS

3.1. Estatística Descritiva e Análise dos Dados:

A estatística descritiva é apresentada na Tabela 1, mostrando os valores médios e de desvio padrão da força máxima, limites de resistência e momento máximo de flexão de cada grupo.

Portanto, foi realizado o teste ANOVA One Way, no qual apresentou diferença estatisticamente significativa de todas as variáveis e de todos os grupos referente à força máxima (N) e ao momento máximo de flexão (N/mm). Após realizar o teste ANOVA e verificar a existência de diferença estatisticamente significativa, aplicou-se o teste de Tukey com $p < 0,05$ para a força e o momento máximo de flexão, onde houve diferença estatística significativa entre todos os grupos, conforme representado pelas letras nas colunas (Tabela 1).

	Força Máxima (N)	Limite de Resistência (MPa)	Momento Máximo de Flexão (Nmm)
Grupo 1	134.29 (10.27) ^a	22.38 (1.71) ^a	1316.02 (100.6) ^a
Grupo 2	300.61 (24.26) ^b	50.1 (4.04) ^b	2945.97 (237.7) ^b
Grupo 3	360.24 (23.34) ^c	60.04(3.89) ^c	3530.38 (228.75) ^c
Grupo 4	419.1 (18.87) ^d	69.85(3.14) ^d	4096.7 (182.73) ^d

Tabela 1. Valores das médias e desvio padrão das forças máximas, limite de resistência e o momento máximo de flexão de cada grupo. Nas colunas as letras diferentes (a, b, c, d) indicam diferença estatística para o teste de Tukey ($p < 0,05$).

3.2. Microscopia de Varredura Eletrônica (MEV)

Os resultados da MEV são apresentados abaixo com magnificações de 12× e 45× (Figuras 4–7).

Na Figura 4 referente ao grupo G1, implante de corpo único com diâmetro de 2.5 mm, observa-se a flexão na região do corpo do implante, não afetando a região de cinta e pilar.

Na Figura 5 referente ao grupo G2, implante de corpo único com diâmetro de 3.0 mm, observa-se a flexão na região do corpo do implante não

afetando a região de cinta e pilar.

Na Figura 6 referente ao grupo G3, apresenta o implante estreito de diâmetro de 3.5 mm e pilar sólido, observa-se que a distorção está mais concentrada na região da interface implante/pilar, com distorção no terço inicial da conexão, gerando abertura de um dos lados da interface.

Na Figura 7 referente ao grupo G4, apresenta o implante regular de diâmetro de 4.0 mm e pilar sólido, observa-se que a distorção está concentrada na região da interface implante/pilar, com maior distorção no componente.

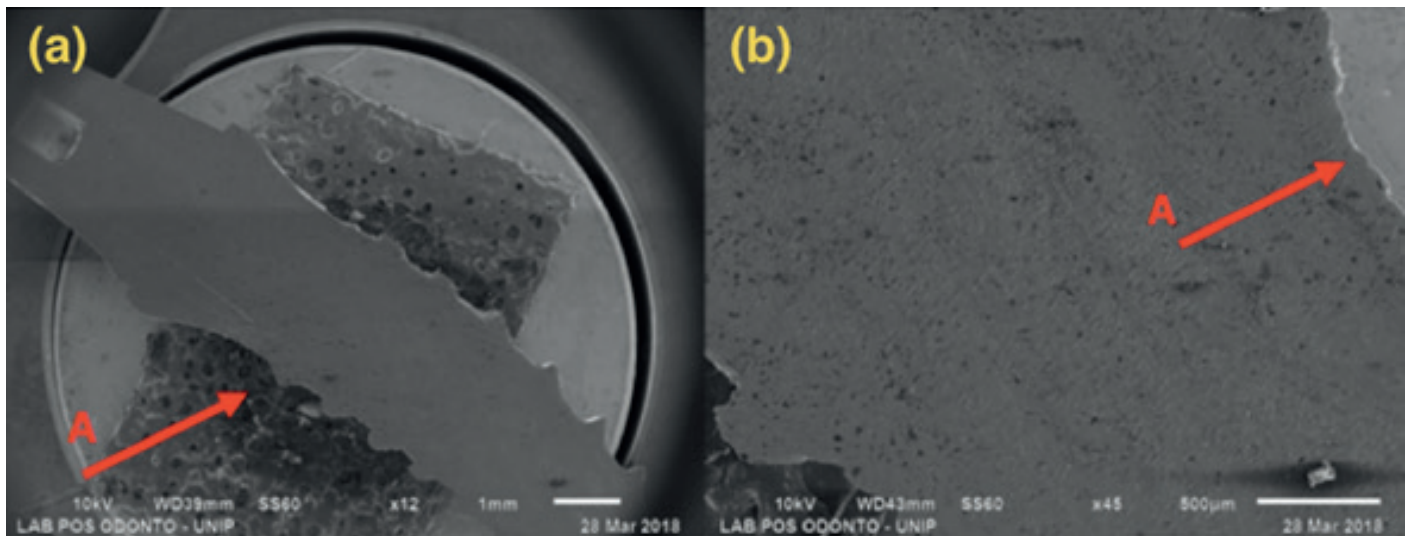


Figura 4. G1: Fotomicrografia: **(a)** Magnificação de 12×; **(b)** Magnificação de 45×; A—Distorção está localizada na região do corpo do implante.

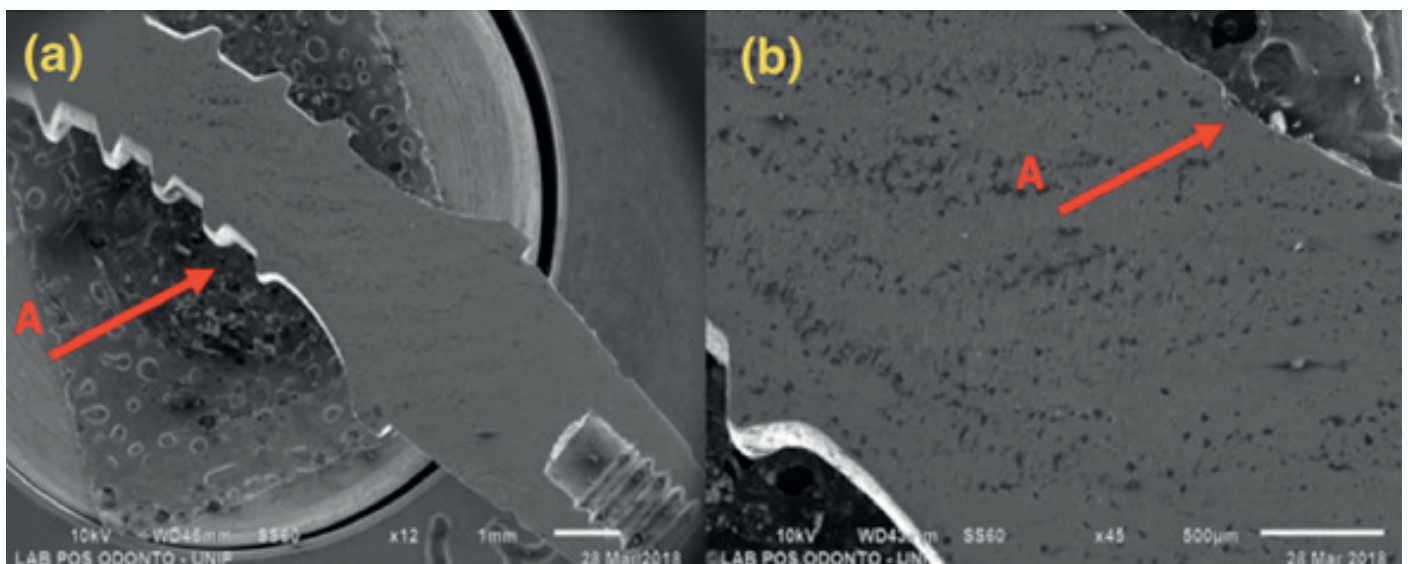


Figura 5. G2: Fotomicrografia: **(a)** Magnificação de 12×; **(b)** Magnificação de 45×; A—Distorção está localizada na região do corpo do implante.

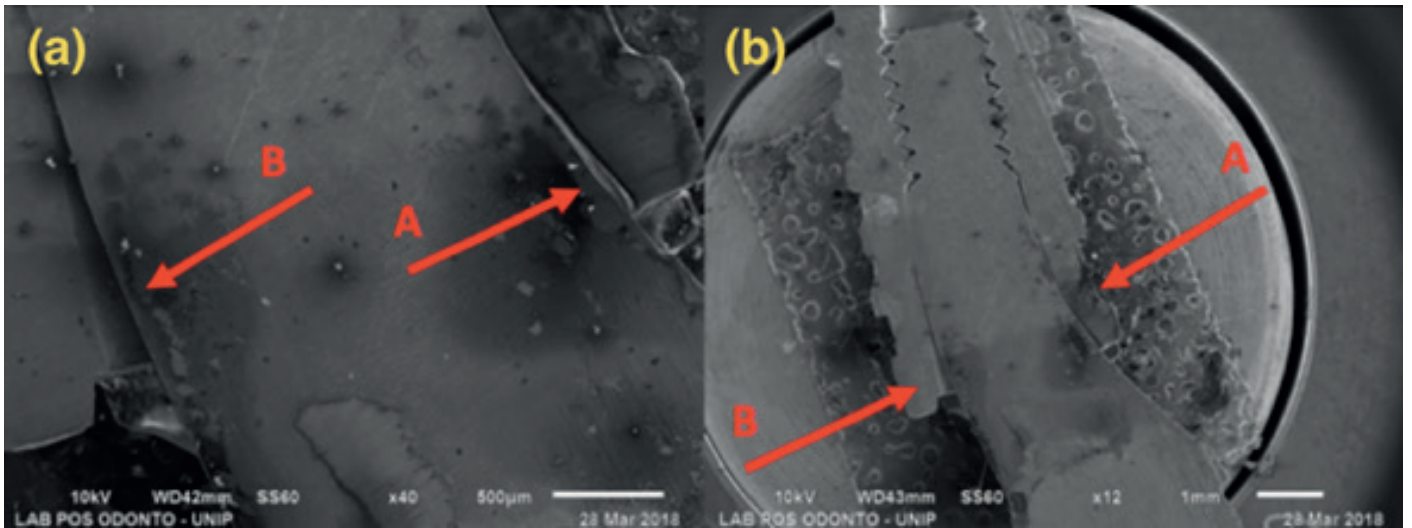


Figura 6. G3: MEV: **(a)** Magnificação de 40x; **(b)** Magnificação de 12x; A—Compressão na interface pilar/implante; B—Abertura na interface pilar/implante.

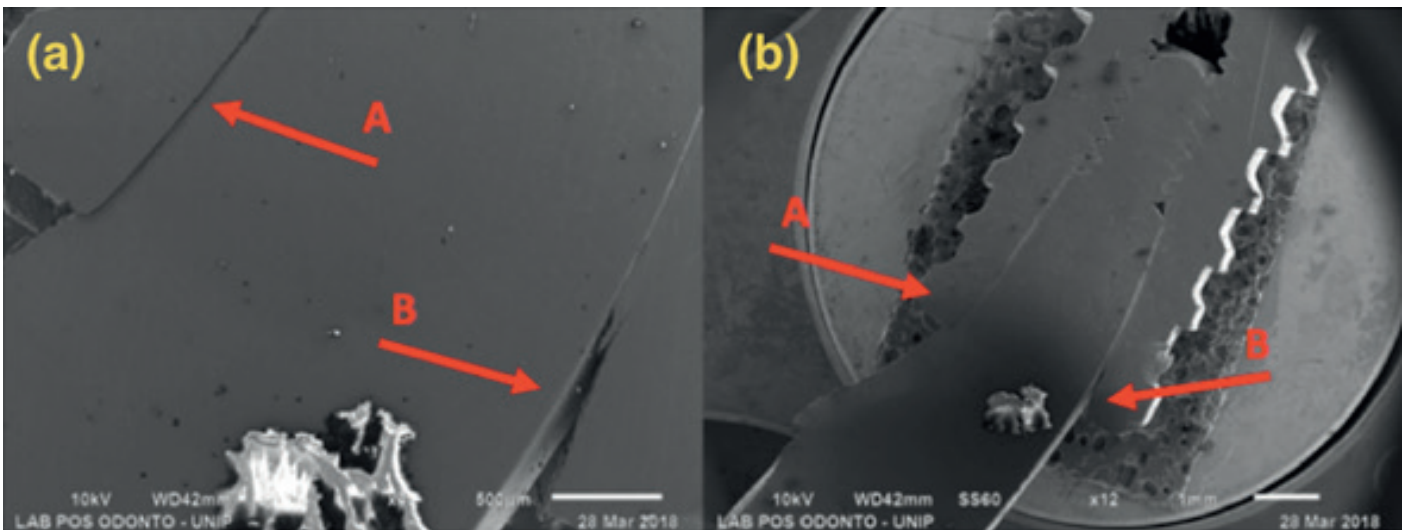
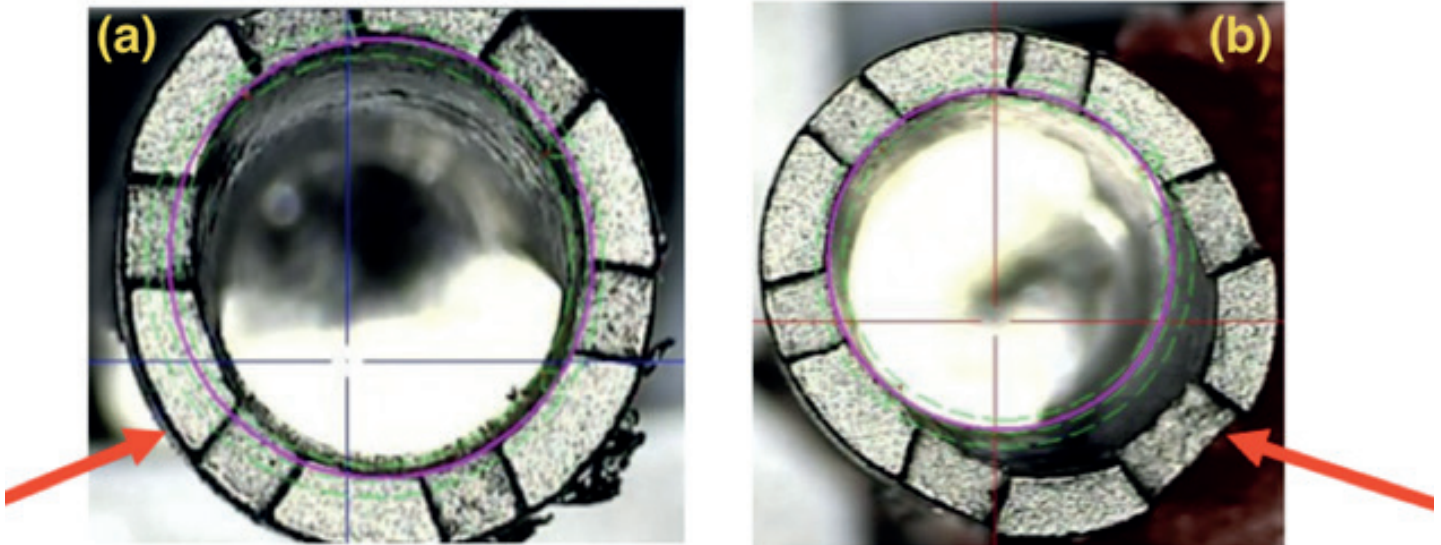


Figura 7. G4: MEV: **(a)** Magnificação de 45x; **(b)** Magnificação de 12x; A—Compressão na interface pilar/implante; B—Abertura na interface pilar/implante.

3.2. Perfilômetro

Três amostras de cada grupo G3 e G4 foram colocadas em um perfilômetro (medidor de perfil) após a remoção do pilar, onde observou-se o local e as características das distorções (Figura 8a,b):

As imagens ilustrativas dos implantes (Grupos 3 e 4) sobrepostos em um medidor de perfil mostram uma distorção na plataforma dos implantes localizada em uma das paredes, onde ocorreu uma compressão do pilar sobre o implante, como visto nas eletromicrografias do MEV.



Figuras 8a e 8b: Imagens ilustrativas representando uma sobreposição dos grupos G3 (a) e G4 (b) no perfilômetro (medidor de perfil), onde se identifica distorção na plataforma de cada implante após a retirada dos pilares (indicado pelas setas).

4. DISCUSSÃO

Comparando os grupos, todos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, pois quanto maior o diâmetro, maior a resistência à fratura.

Atualmente, é muito difícil comparar os implantes dentários devido aos diferentes designs (macro e micro superfícies), diferentes conexões, diferentes composições químicas, diâmetros, tamanhos, entre outros. O padrão ISO para comparação de implantes possui diversas limitações em relação ao meio bucal, pois não leva em consideração a presença do bruxismo, a região no qual o implante foi instalado (incisivos, pré-molares e molares), carga oclusal, entre outros fatores. No entanto, é um importante ponto de

comparação para a padronização dos resultados laboratoriais, permitindo assim, o desenvolvimento e a evolução dos materiais odontológicos.

A especificação de um ponto crítico de falha não é clara, de acordo com a ISO 14801. Em função disso, com base nos artigos que usavam essa ISO, o dispositivo do componente hemisférico de carregamento registrava os dados após 6 mm de deslocamento. Essa ISO simula o pior cenário, porque esta norma utiliza carga oblíqua, sendo mais crítico que a carga axial, e também, o fato de que a região da junção do pilar do implante se mantêm para fora da resina acrílica, com a finalidade de verificar o seu comportamento biomecânico [19-22].

A fratura do implante por fadiga é uma das principais causas de falha mecânica do implante,

no entanto, muitos estudos não demonstram a relação entre o motivo mecânico da falha e o modo da fratura [4,6,11-14,18].

A maioria dos implantes extra-estreitos possuem diâmetros variáveis de acordo com os fabricantes, podendo apresentar: 1.8 mm, 2.4 mm e 2.5 mm; contudo, não há evidência científica suficiente com relação à taxa de sucesso, e são indicados apenas para áreas desdentadas de menor carga oclusal, como incisivos. Essa condição não ocorre com os implantes estreitos com diâmetro entre 3.0 e 3.25 mm, pois já são indicados para todas as regiões [4].

Em um acompanhamento clínico, radiográfico, multicêntrico de 5 anos, na reabilitação de incisivos laterais superiores, contendo 97 implantes de 3 mm de diâmetro de duas peças em reabilitações, Galindo Moreno et al. [23], não relataram alteração no nível ósseo ou gengival, mas a principal causa de insucesso relacionada foi a fratura de pilares.

Neste estudo, no Grupo 1, foram utilizados implantes de corpo único de 2.5 mm, considerados implantes extra-estreitos, e apresentaram valores de força máxima de 134.29 N, o que significa um valor quase 50% menor quando comparado ao Grupo 2, utilizando implantes de 3 mm de diâmetro de corpo único com desenho semelhante. Esse aumento do diâmetro ocorre justamente na área em que ocorre uma maior área de deflexão, como mostraram as microscopias, ou seja, na região da interface pilar / implante, que justifica o aumento.

Os demais grupos apresentaram valores médios de 300.61 N (Grupo 2); 360.24 N (Grupo 3) e 419.10 N (Grupo 4), ou seja, a partir do Grupo 2, houve um aumento de 0.5 mm de diâmetro por grupo, aumentando em média 20% dos valores de força máxima, independentemente se eles forem implantes de uma ou duas peças.

Neste estudo de pesquisa, todas as amostras eram de titânio F 67 (norma que regulamenta a produção do Titânio Puro, para implantes cirúrgicos) grau 4, que é um titânio puro com módulo de elasticidade de 107 GPa, limite de escoamento de 170 MPa e resistência mecânica de 240 MPa [24]. Algumas empresas usam ligas de titânio modificadas, com alumínio e vanádio

na composição do implante, visando melhorar a resistência desses dispositivos [15]. As variáveis envolvidas no comportamento do implante são de difícil controle, devido o fato de que as forças mastigatórias não são constantes e as propriedades do material podem ser diferentes ao longo do implante [25].

Segundo Santos et al. [26], o modelo e o material utilizados para confecção de componentes implanto-suportados influenciam claramente os processos de deformação plástica, desgaste ou falha das peças protéticas. No presente estudo, não houve tal relação entre modelo, material e falhas, uma vez que os tipos de pilares testados são do mesmo material e modelo, comportando-se de maneira semelhante em relação à resistência às cargas e à localização da distorção.

A identificação do exato ponto inicial da deflexão seria de interesse clínico, porém é possível apenas identificar a força máxima. Nesta metodologia para os Grupos 3 e 4, o MEV mostra os danos causados pelo teste de flexão, com distorção na plataforma do implante, sendo mais proeminente na interface pilar / implante, mostrando compressão em um dos lados da plataforma do implante, com a criação de um gap no lado oposto. Esse fato sugere que o sistema de travamento por embricamento da conexão interna dos implantes cone morse estende o contato do pilar com as paredes internas do implante, protegendo os implantes estreitos [27,28].

Nos implantes dos Grupos 1 e 2, a deflexão apresentada na microscopia foi demonstrada na mesma região do implante, não levando à fratura, nem ao aparecimento de gap por serem de corpo único, mas levando à mesma deformação do implante.

Houve distorções na região cervical dos implantes causadas pela pressão intermediária estabelecida pela carga, além de haver uma angulação entre a interface implante / pilar suscetível à flexão. Essas distorções atingiram a superfície externa, indicando uma falha estrutural do implante. Estudos de Bordin et al. [29], Freitas et al. [27] e Prados-Privado et al. [30] mostraram que a comparação entre implantes de cone interno,

hexágono externo e hexágono interno, apresentou uma clara vantagem dos implantes cônicos internos em relação aos demais, considerando a fadiga do material.

Em estudos *in vitro* de Gherlone et al. [31] e Gastaldi et al. [32] compararam implantes cone duplo de conexão interna com implantes cone morse e hexágono interno, mostrando sua resistência contra a microinfiltração bacteriana. Esse tipo de conexão, quando utilizado em reabilitações de implantes de carga imediata e tardia pós-extração, mostrou um bom resultado clínico em 24 meses de acompanhamento.

As conexões internas oferecem vantagens como a plataforma de altura vertical reduzida para os componentes restauradores, distribuição de forças laterais no interior do corpo do implante, proteção para o parafuso do pilar e longas paredes internas que resistem à abertura das interfaces [29]. Entretanto, neste estudo, no MEV foram observadas que as aberturas ocorreram nas interfaces dos Grupos 3 e 4, corroborando o estudo de Bordin et al. [33], no qual a sobrevivência e a probabilidade de falha de implantes estreitos com diferentes diâmetros foram avaliadas através da comparação de 42 implantes, apresentando a mesma macrogeometria e conexão cônica interna, por meio de testes de elementos finitos e mecânicos. Esses implantes foram divididos em dois grupos de acordo com o diâmetro (estrito - $\varnothing 3.3 \times 10$ mm e extra-estrito - $\varnothing 2.9 \times 10$ mm). Observou-se que não houve diferença significativa entre implantes estreitos e extra-estreitos, pois o modo de falha foi semelhante nos dois grupos, restrito ao componente de fratura. Além disso, de acordo com Bordin et al. [29], a fratura do intermediário foi relatada como uma falha protética para implantes estreitos de duas peças em região posterior e sua taxa de sobrevivência foi significativamente reduzida.

O Grupo 1 foi o único que demonstrou fragilidade na mesma intensidade no pilar como no corpo do implante. Portanto, é apropriado dizer que pode haver uma reabsorção óssea aumentada em torno de implantes extra-estreitos, de acordo com os resultados da revisão sistemática realizada

por Klen, Schiegnitz e Al-Nawas [4], no qual evidenciaram que os implantes extra-estreitos (< 3 mm) apresentaram aumento da perda óssea, atribuída à carga mastigatória, quando comparados aos implantes estreitos convencionais (3.0 mm a 3.5 mm). Assim, os autores relataram que implantes extra-estreitos seriam indicados apenas para pacientes desdentados na região anterior.

De acordo com o trabalho de Hirata et al. [34], os implantes estreitos são indicados para áreas de largura óssea limitada ou na situação no qual o enxerto ósseo não é viável, no entanto, a redução do diâmetro do implante pode comprometer seu desempenho mecânico, o que corrobora com os resultados deste estudo. Para implantes de duas peças, um dos problemas mecânicos mais relatados é o afrouxamento e / ou fratura do parafuso do pilar, no qual a fratura pode ocorrer ou não. No caso de implantes estreitos, a carga e a tensão serão distribuídas em uma estrutura significativamente menor comparada a um implante de diâmetro regular.

Em uma revisão sistemática realizada por Assaf et al. [35], foi relatado que o uso de implantes estreitos, com diâmetro menor que 3.5 mm, mostrou uma taxa de sucesso como os implantes de diâmetro regular, sendo indicado para regiões dentárias com coroas clínicas estreitas e / ou espaços limitados. Além do diâmetro do implante, a sobrevivência do implante depende de fatores como superfície e comprimento do implante, qualidade e quantidade óssea, ausência de doença periimplantar, oclusão favorável, higiene adequada do paciente e experiência do profissional.

Logicamente esse trabalho laboratorial não reflete os aspectos dinâmicos da mastigação, carga oclusal, tipo de material de confecção das coroas protéticas, tipo de prótese, densidade óssea e outros, permanecendo muito distante da realidade clínica. No entanto, com base nos resultados e no que foi discutido acima, recomenda-se o uso clínico de implantes extra-estreitos de corpo único com indicações cuidadosas, principalmente em pacientes com alto risco oclusal, como ausência de contatos bilaterais simultâneos, sobrecarga oclusal por bruxismo.

5. CONCLUSÕES

Os grupos analisados se comportaram diferentemente entre si, mostrando que os implantes de menor diâmetro apresentaram menor resistência à fratura, com diferença estatisticamente significativa em relação à resistência à tração e ao momento máximo de flexão entre todos os grupos.

Contribuições dos Autores: H.T.N. escreveu o manuscrito e desenvolveu o projeto de pesquisa;

A.S.T. escreveu o manuscrito e participou da revisão do manuscrito; S.A.G., R.d.V.M. e M.Z.C. pesquisadores e participaram da revisão do manuscrito; A.M.M.M. pesquisador e participou da revisão-escrita e supervisão do manuscrito e do projeto de pesquisa. Todos os autores leram e concordaram com a versão publicada do manuscrito.

Financiamento: Esta pesquisa não recebeu financiamento externo.

Conflitos de Interesse: Os autores declaram não haver conflito de interesses.

REFERÊNCIAS

- Bourauel, C.; Aitlahrach, M.; Heinemann, F.; Hasan, I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: Extensive study of commercial implants. *Biomed. Tech.* 2012, 57, 21–32.
- Toyoshima, Y.; Wakabayashi, N. Load limit of mini-implants with reduced abutment height based on fatigue fracture resistance: Experimental and finite element study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2015, 30, e10–e16.
- Pieri, F.; Siroli, L.; Forlivesi, C.; Corinaldesi, G. Clinical, esthetic, and radiographic evaluation of small-diameter (3.0-mm) implants supporting single crowns in the anterior region: A 3-year prospective study. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* 2014, 34, 825–832.
- Klein, M.O.; Schiegnitz, E.; Al-Nawas, B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2014, 29, 43–54.
- Andersen, E.; Saxegaard, E.; Knutsen, B.M.; Haanæs, H.R. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2001, 16, 217–224.
- Zinsli, B.; Sagesser, T.; Mericske, E.; Mericske-Stern, R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: A prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2004, 19, 92–99.
- Al-Johany, S.S.; Al Amri, M.D.; Alsaeed, S.; Alalola, B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J. Prosthodont.* 2017, 26, 252–260.
- Allum, S.R.; Tomlinson, R.A.; Joshi, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: A comparative laboratory study. *Clin. Oral Implants Res.* 2008, 19, 553–559.
- Gealh, W.C.; Mazzo, V.; Barbi, F.; Camarini, E.T. Osseointegrated implant fracture: Causes and treatment. *J. Oral Implantol.* 2011, 37, 499–503.
- Berglundh, T.; Persson, L.; Klinge, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J. Clin. Periodontol.* 2002, 29 (Suppl 3), 197–212.
- Eckert, S.E.; Meraw, S.J.; Cal, E.; Ow, R.K. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: A retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000, 15, 662–667.
- Renouard, F.; Rangert, B. Risk Factors in Implant Dentistry: Simplified Clinical Analysis for Predictable Treatment; Quintessence Publishing Company: New Malden, UK, 1999.
- Polizzi, G.; Fabbro, S.; Furri, M.; Herrmann, I.; Squarzoni, S. Clinical application of narrow Brånemark System implants for single-tooth restorations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1999, 14, 496–503.
- Rangert, B.; Krogh, P.H.; Langer, B.; Van Roekel, N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1995, 10, 326–334.
- Anitua, E.; Saracho, J.; Begoña, L.; Alkhraisat, M.H. Long-term follow-up of 2.5-mm narrow-diameter implants supporting a fixed prosthesis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2016, Aug;18(4):769-777.
- Dentistry-Implants, Dynamic Fatigue Test for Endosseous Dental Implants. ISO 14801:2007(2007)1-9. Available online: <https://www.iso.org/standard/41034.html> (accessed on february, 11th 2019).
- Alexandre Gehrke, S.; Delgado-Ruiz, R.A.; Prados Frutos, J.C.; Prados-Privado, M.; Anina Dedavid, B.; Granero Marín, J.M.; Calvo Guirado, J.L. Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In vitro Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2017, 32, 822–829.

18. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D.; Levin, L.; Machtei, E.E. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. *Clin. Oral Implants Res.* 2014, 25, e166–e170.
19. Almeida, E.O.; Freitas, A.C., Jr.; Bonfante, E.A.; Marotta, L.; Silva, N.R.; Coelho, P.G. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant* 2013, 28, 103–108.
20. Bonfante, E.A.; Almeida, E.O.; Lorenzoni, F.C.; Coelho, P.G. Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant* 2015, 30, 95–101.
21. Freitas-Júnior, A.C.; Rocha, E.P.; Bonfante, E.A.; Almeida, E.O.; Anchieta, R.B.; Martini, A.P.; Coelho, P.G. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent. Mater.* 2012, 28, e218–e228.
22. Machado, L.S.; Bonfante, E.A.; Anchieta, R.B.; Yamaguchi, S.; Coelho, P.G. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: Reliability and failure modes. *Implant Dent.* 2013, 22, 540–545.
23. Galindo-Moreno, P.; Nilsson, P.; King, P.; Worsaae, N.; Schramm, A.; Padiál-Molina, M.; Maiorana, C. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow-diameter implants: 5-year follow-up of a multicenter prospective clinical study. *Clin. Oral Implants Res.* 2017, 12, 1584–1591.
24. Regalo, S.C.H.; Santos, C.M.; Vitti, M.; Regalo, C.A.; de Vasconcelos, P.B.; Mestriner Jr, W.; Siéssere, S. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch. Oral Biol.* 2008, 53, 282–286.
25. Sadrimanesh, R.; Siadat, H.; Sadr-Eshkevari, P.; Monzavi, A.; Maurer, P.; Rashad, A. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: An FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dent.* 2012, 21, 196–201.
26. Santos, M.D.B.; Pfeifer, A.B.; Silva, M.R.P.; Sendyk, C.L.; Sendyk, W.R. 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, 15, 148–151.
27. Freitas, G.P.; Hirata, R.; Bonfante, E.A.; Tovar, N.; Coelho, P.G. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Int. J. Prosthodont.* 2016, 29, 179–185.
28. Binon, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int. J. Prosthodont.* 1995, 8, 162–178.
29. Bordin, D.; Witek, L.; Fardin, V.P.; Bonfante, E.A.; Coelho, P.G. Fatigue failure of narrow implants with different implant-abutment connection designs. *J. Prosthodont.* 2018, 27, 659–664.
30. Prados-Privado, M.; Bea, J.A.; Rojo, R.; Gehrke, S.A.; Calvo-Guirado, J.L.; Prados-Frutos, J.C. New Model to Study Fatigue in Dental Implants Based on Probabilistic Finite Elements and Cumulative Damage Model. *Appl Bionics Biomech.* 2017, 2017, 5.
31. Cherlone, E.F.; Capparé, P.; Pasciuta, R.; Grusovin, M.G.; Mancini, N.; Burioni, R. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: An in vitro study. *New Microbiol.* 2016, 39, 49–56.
32. Gastaldi, G.; Vinci, R.; Ferrini, F.; Giorgio, G.; Capparé, P. Immediate versus delayed loading of a new conical connection implant in the esthetic zone: A randomized study with 2-year follow-up. *J Osseointegr.* 2017, 9, 271–275.
33. Bordin, D.; Bergamo, E.T.; Fardin, V.P.; Coelho, P.G.; Bonfante, E.A. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2017, 71, 244–249.
34. Hirata, R.; Bonfante, E.A.; Anchieta, R.B.; Machado, L.S.; Freitas, G.; Fardin, V.P.; Coelho, P.G. Reliability and failure modes of narrow implant systems. *Clin. Oral Investig.* 2015, 20, 1505–1513.
35. Assaf, A.; Saad, M.; Daas, M.; Abdallah, J.; Abdallah, R. Use of Narrow-Diameter Implants in the Posterior Jaw. *Implant Dent.* 2015, 24, 294–306.



© 2020 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).