



Influência do tipo de conexão (quadrado ou hexagonal) na resistência a deformação do conjunto chave-parafuso de retenção de prótese sobre o implante

Influence of joint design (square or hexagonal) on resistance to deformation of driver-screw retention assembly on implant-supported prosthesis

Magnus Sérgio Martins de Paiva¹
Samila Neres de Oliveira²
Jessyca Viviane Andrade Dias³
José Renato Cavalcante de Queiroz⁴
Erika Almeida de Oliveira⁵
Amilcar Chagas Freitas Júnior⁴

Resumo

O tratamento reabilitador com próteses implantossuportadas tem alcançado elevados índices de sucesso. No entanto, falhas mecânicas ainda podem ocorrer, especialmente, nos parafusos de retenção dos pilares protéticos de restaurações unitárias sobre implante, sendo esses desenhados para ser o elo mais fraco na estrutura e ser o primeiro elemento a falhar em situações de sobrecarga. Nesse contexto, o objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a influência de diferentes tipos de conexões (quadrado ou hexagonal) na resistência à deformação do conjunto chave-parafuso de retenção de três diferentes marcas comerciais (Neodent, Singular e Sin). Foram utilizados quarenta e dois (42) parafusos de retenção, de três (3) diferentes marcas comerciais. Esses foram divididos em dois grandes grupos de conexão, quadrada (QUA) e hexagonal (HEX) e separados por marcas comerciais. Foram utilizados vários componentes (implantes e pilares protéticos) que apresentavam plataforma regular padrão (4.1 mm de diâmetro). Para medir a força da resistência à deformação do conjunto chave-parafuso de retenção, utilizou-se um torquímetro digital de alta precisão, para cada uma das três (3) diferentes marcas comerciais - Neodent (NEO), Singular (SGL) e Sin (SIN) - variando a geometria do sistema de conexão (quadrado ou hexagonal). Observou-se ausência de diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as três marcas comerciais analisadas. Por outro lado, independente da marca comercial, dentre os parafusos examinados, os parafusos quadrados apresentaram maior resistência à torção do que os parafusos hexagonais.

Descritores: Implantes dentários, retenção da prótese, biomecânica.

Abstract

Rehabilitation with implant-supported prostheses has reached high success rates. However, mechanical failures may still occur mainly in retention screws of abutments in single implant-supported crowns, which are designed to be the weakest structure and the first component to fail under overloading. In this context, the aim of this *in vitro* study was to evaluate the influence of different joint designs (square or hexagonal) on resistance to deformation of driver-screw retention assembly of three commercial brands (Neodent, Singular and Sin). A total of forty-two retention screws from three commercial brands were used. The samples were divided into two joint groups, square (SQU) and hexagonal (HEX) and separated by commercial brands. Several components (implants and abutments) with standard regular platform (4.1 mm diameter) were used. The resistance to deformation of the driver-retention screw assembly was measured using an accurate digital torque wrench for all commercial brands -

¹ Me. em Biotecnologia – UnP, Prof. da Escola da Saúde – UnP.

² CD – UnP, Mestranda em Odontologia – UFRN.

³ CD – UnP.

⁴ Me. e Dr. em Prótese – UNESP, Prof. da Graduação e Pós-graduação – UnP.

⁵ M^a. e Dr^a. em Prótese Dentária – UNESP, Prof^a. Adjunta – UFRN.

Email do autor: magnuspaiva69@gmail.com

Recebido para publicação: 28/09/2016

Aprovado para publicação: 23/01/2017

Neodent (NEO), Singular (SGL) and Sin (SIN) - varying the joint designs (square or hexagonal). No statistically significant difference ($p < 0.05$) among the brands evaluated was found. On the other hand, square screws showed higher resistance to torsion than hexagonal screws regardless the commercial brand.

Descriptors: Dental implants, prosthesis retention, biomechanics.

Introdução

O tratamento com implantes dentários tem sido bem sucedido na recuperação estética e funcional em pacientes completa ou parcialmente desdentados há várias décadas^{1,2,13,22}. Entretanto, evidências clínicas mostram algumas complicações inerentes aos parafusos de retenção do pilar protético, que une o implante à coroa, tanto em nível biológico como biomecânico^{5,6,7}. A função do parafuso é criar uma força de união entre o implante e a coroa protética, suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas⁶. O problema mais comum é o afrouxamento desse parafuso de retenção, com necessidade de reaperto que pode vir acompanhada de desgaste tanto da cabeça, como da rosca do parafuso^{5,6,7,11}. Algumas vezes, o afrouxamento pode ser sucedido pela fratura do parafuso, resultando em transtornos mais significativos para o paciente⁶. Por isso a manutenção periódica das restaurações sobre implante tem como objetivo prevenir essas complicações biomecânicas¹⁷.

Uma adequada força de aperto utilizada em um parafuso de retenção é fator indispensável para a formação de um conjunto estável entre o pilar protético e o implante ósseo integrado^{3,4,10,21}. A força de aperto é dependente do acabamento das interfaces, do atrito entre os componentes, da geometria e da composição dos materiais utilizados^{8,14,20}. De acordo com cada fabricante, a força recomendada de torque para a fixação dos parafusos varia entre 10 a 20 Ncm em parafusos de retenção de minipilares protéticos e de 30 a 32 Ncm para pilares do tipo UCLA, parafusados diretamente ao implante¹⁹.

Clinicamente, é muito importante que as restaurações sobre implante sejam facilmente removidas, principalmente quando se faz necessária a substituição do componente protético. Isso é muito comum durante consultas de controle para se realizar a limpeza da coroa implantossuportada. No entanto, a deformação da cabeça do parafuso pode impossibilitar a remoção rápida deste^{9,12,19}. Nesse contexto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência máxima à deformação do conjunto chave-parafuso quadrado ou hexagonal, utilizados para conectar pilares UCLA em implante hexágono externo.

Material e métodos

Os testes laboratoriais foram realizados pelo mesmo operador, previamente calibrado, a fim de minimizar a influência de fatores externos na obtenção dos resultados. Foram utilizados quarenta e dois (42) pa-

rafusos de retenção, de três (3) marcas comerciais, Neodent®, Singular® e SIN®. Esses foram inicialmente separados aleatoriamente em dois grupos de conexões, sendo vinte e um (21) parafusos com conexões quadradas (QUA) e vinte e um (21) parafusos com conexões hexagonais (HEX). Posteriormente, foram separados quatorze parafusos (sete (7) de cada grupo) para cada marca comercial. Em todos os grupos, os respectivos componentes (implantes e pilares protéticos) apresentavam plataforma regular padrão (4.1 de diâmetro) de acordo com cada sistema específico, mantendo a padronização do estudo (Tabela 1).

Os parafusos foram utilizados para a retenção de um mesmo pilar protético em titânio, em todos os grupos. Todos os conjuntos de pilares e implantes foram da mesma marca comercial, (plataforma regular de 4.1 de diâmetro) com sistema antirrotacional, simulando próteses unitárias sobre implante de hexágono externo (HE). (Figuras 1 e 2).

Para a execução dos testes, os parafusos foram apertados para encaixar o pilar protético ao implante, seguindo as recomendações dos fabricantes (32 Ncm) e depois montados no sensor do torquímetro digital. Para cada parafuso de retenção foi realizado um aperto e em seguida um desaperto, repetindo esse teste por 10 vezes consecutivas em intervalos de 15 minutos com o auxílio do torquímetro (Torque Meter, torquímetro digital portátil modelo TQ-680, INSTRUTHERM®, São Paulo, Brasil) - (Figuras 3 e 4). Essa foi a fase da resistência para amplitude elástica, em que o metal após sofrer a deformação volta ao formato original. Em seguida, quando o conjunto chave-parafuso de retenção não apresentou falha após os 10 torques iniciais, independente dessa ter ocorrido no parafuso ou na chave do torquímetro, esses foram submetidos à fase de resistência à amplitude plástica. Nessa fase, o conjunto chave-parafuso foi novamente apertado até a falha e o torque máximo foi medido para determinar a força aplicada na resistência final à deformação. A deformação da chave no torquímetro era observada quando o valor de força máxima do parafuso era ultrapassado, ou seja, até a chave girar sem força e o torquímetro atingir a marcação que ficava registrada no visor.

Para eliminar o efeito da fadiga do metal da chave do torquímetro nos resultados, foi utilizada uma nova chave em cada um dos testes de resistência máxima à deformação (fase de amplitude plástica).

Tabela 1 – Materiais utilizados: chave para torquímetro manual quadrada, chave para torquímetro manual hexagonal, réplica do implante em titânio 4.1, Ucla em titânio HE 4.1 antirrotacional, parafuso hexagonal em Titânio 4.1 e o parafuso quadrado em titânio.

Grupos por marcas	Implante	Pilar Protético	Conjunto chave e parafuso Hexagonal, respectivamente.	Conjunto chave e parafuso Quadrado, respectivamente.
NEO	(Ref. 125.001) Singular (SGL)Brasil	(Ref. 103.008) Singular (SGL) Brasil	(Ref. 117.014) Singular (SGL) Brasil (Ref. 116.002) torque 32Ncm Neodent (NEO) Brasil	(Ref. 117.019) Singular (SGL) Brasil (Ref. 116.141) torque 32Ncm Neodent (NEO) Brasil
SGL	(Ref. 125.001) Singular (SGL) Brasil	(Ref. 103.008) Singular (SGL) Brasil	(Ref. 117.014) Singular (SGL) Brasil (Ref. 102.002) torque 32Ncm Singular (SGL) Brasil	(Ref. 117.019) Singular (SGL) Brasil (Ref.102.007) torque 32Ncm Singular (SGL) Brasil
SIN	(Ref. 125.001) Singular (SGL) Brasil	(Ref. 103.008) Singular (SGL) Brasil	(Ref. 117.014) Singular (SGL) Brasil (Ref. PT 2008 titânio) torque 32Ncm Sin (SIN) Brasil	(Ref. 117.019) Singular (SGL) Brasil (Ref. PTQ 2008 titânio) torque 32Ncm Sin (SIN) Brasil



Figura 1 – Conjunto implante-pilar protético com conexão HE montado.



Figura 2 – Pilar protético Ucla em titânio HE 4.1 antirrotacional.



Figura 3 – Medidor digital de torque.



Figura 4 – Visão geral do aparelho usado no estudo com suporte metálico para fixação do implante durante a medição do torque.

Após a realização dos testes, os espécimes foram fotografados e inspecionados para analisar o tipo de falha. Foram calculadas as médias e o desvio-padrão para o torque máximo, em cada grupo testado (NEO, SGL e SIN), tanto para os parafusos quadrados como hexagonais. Os dados coletados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância dois fatores (ANOVA) e Teste de Tukey para a comparação das médias, usando o programa de estatística Statistix 8.0.

Resultados

Após realização dos 10 testes de torque de acordo com as recomendações dos fabricantes (torque = 32 Ncm), fase da amplitude elástica, nenhum espécime

do conjunto chave-parafuso de retenção falhou. Portanto, todos os espécimes em todos os grupos foram submetidos ao teste de torque máximo até falha, fase da amplitude plástica.

A Tabela 2 mostra os resultados de análise sem limite de torque dos espécimes e a Figura 5 mostra os parafusos novos e após terem sido submetidos à fase da amplitude elástica.

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi utilizada para analisar a deformação na cabeça do parafuso, em que foi feita uma medição através do desgaste que a mesma apresentava. Entretanto, essa medição foi feita utilizando-se como parâmetro a comparação entre parafusos novos e parafusos submetidos ao desgaste para cada grupo (quadrado e hexagonal).

Tabela 2 – Valores do torque aplicado em Ncm e medido no momento da falha durante o teste de máxima resistência à deformação para os conjuntos chave-parafusos quadrados (QUA) e hexagonais (HEX) nas três marcas testadas: Sin (SIN), Singular (SGL) e Neodent (NEO).

AMOSTRA	SIN HEX	SGL HEX	NEO HEX	SIN QUA	SGL QUA	NEO QUA
Média	48,7	51,0	46,9	87,1	88,0	84,0
Limites	64/43	56/45	50/44	96/72	95/76	92/75
Desvio padrão	7,1	4,6	2,3	7,9	6,9	6,0

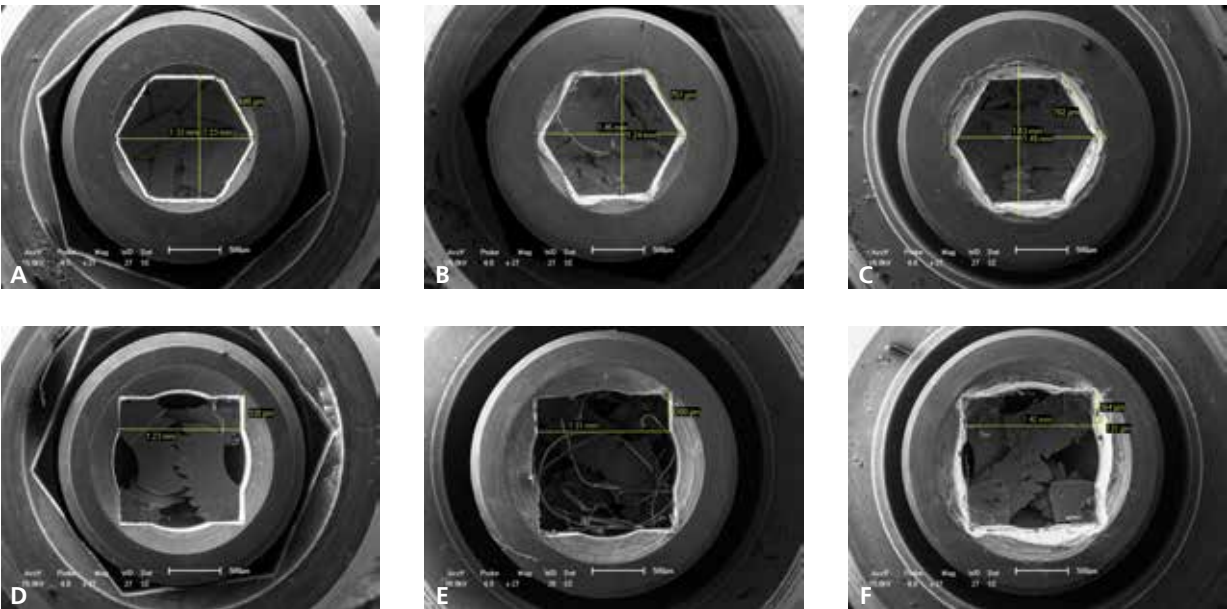


Figura 5 (A-F) – **A)** Análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV) dos parafusos hexagonais novos, **B)** os parafusos hexagonais submetidos à fase de amplitude elástica e **C)** parafusos hexagonais submetidos à fase de amplitude plástica. **D)** Também se tem as análises em microscopia (MEV) dos parafusos quadrados novos, **E)** dos parafusos quadrados submetidos à fase de amplitude elástica e **F)** dos parafusos quadrados submetidos à fase de amplitude plástica.

A Figura 6 apresenta os resultados com relação à linearidade e desvio médio das forças de torção. As amostras SGL HEX e NEO HEX apresentaram resultados mais lineares e constantes, com menor desvio padrão, quando comparadas às demais amostras, possuindo assim, maior reprodutibilidade nas forças empregadas.

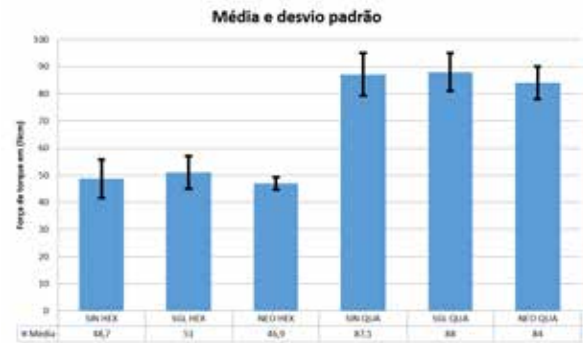


Figura 6 – Forças de torção médias e seus respectivos desvios padrões, para os parafusos quadrados (QUA) e hexagonais (HEX) nas 3 marcas testadas: Sin (SIN), Singular (SGL) e Neodent (NEO).

Após análise dos dados, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos NEO, SGL e SIN, tanto para os parafusos com encaixe quadrados, quanto hexagonais (Tabela 3). No entanto, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os tipos de conexão (quadrado ou hexagonal) do parafuso de retenção para todas as marcas comerciais testadas, conforme apresentado na Tabela 4.

Tabela 3 – Comparação dos valores de torque máximo (Ncm) variando a marca comercial (Neodent, Singular e Sin), independente do tipo de conexão do parafuso de retenção (quadrado ou hexagonal).

	Quadrado / hexagonal	Valor de p
Neodent (N = 14)	65,43 ± 19,755	0,22
Singular (N = 14)	69,50 ± 20,007	
Sin (N = 14)	67,93 ± 21,211	

Tabela 4 – Comparação dos valores de torque máximo (Ncm) variando o tipo de conexão do parafuso de retenção (quadrado ou hexagonal) para as 3 marcas testadas (Neodent, Singular e Sin).

	NEO / SGL / SIN	Valor de p
Quadrado (N = 21)	86,38 ± 6,8372	0,00
Hexagonal (N = 21)	48,86 ± 5,1214	

Discussão

O tratamento reabilitador com próteses sobre implante tem alcançado elevados índices de sucesso, no entanto, falhas mecânicas ainda podem ocorrer^{1,2,13,22}. Geralmente, o componente mais frágil das restaurações sobre implante e com maior índice de problemas biomecânicos relatados na literatura é o parafuso de retenção do pilar protético^{9,12,15,18}. De acordo com a literatura, independentemente do tipo e da tolerância entre as peças que compõem a interface pilar/implante, o parafuso e o nível de torque empregado teriam um importante papel na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas^{6,12}. A probabilidade de falha torna-se ainda maior em casos de restaurações unitárias sobre implante, em que não há o fator de espiplintagem entre diferentes elementos, para auxiliar numa melhor distribuição de tensões.

No presente estudo foram simulados pilares protéticos do tipo UCLA diretamente conectados a um implante unitário. O torque ideal para fixação de um parafuso diretamente ao implante é de 30 Ncm, sendo então necessário aos parafusos resistirem a essa força¹⁹. Todos os parafusos analisados neste estudo não apresentaram falhas durante os testes na fase de amplitude elástica, quando foram submetidos aos 10 torques iniciais de 32 Ncm cada. Considerando-se também que a resistência média observada na fase da amplitude plástica foi de 46,9 Ncm, valor superior ao torque recomendado, pode-se inferir que todos os parafusos de todas as marcas testadas apresentaram *performance* satisfatória para aplicação clínica, no que diz respeito à resistência à deformação do conjunto chave cabeça do parafuso. Também se pode inferir pelas imagens de microscopia eletrônica de varredura (Figura 5), que apesar de manterem a integridade das funções, o parafuso quadrado apresentou-se com menor desgaste em relação ao parafuso quadrado.

Neste trabalho alguns fatores que poderiam contribuir para aumentar a possibilidade de falha do conjunto foram eliminados, como a angulação incorreta na hora do encaixe da chave com o parafuso e a conexão mal adaptada entre o conjunto implante e a UCLA. Tais medidas podem ter contribuído para uma maior resistência à deformação do conjunto, uma vez que os

testes foram realizados em um ambiente laboratorial, ou seja, livre de umidade e com controle dos encaixes das chaves nos parafusos, fatores esses que poderiam influenciar no desgaste prematuro do conjunto.

Atualmente, sabe-se que a segmentação do conjunto coroa-pilar-implante favorece uma melhor distribuição de tensões nos componentes envolvidos¹⁸. Esse menor estresse pode ser observado principalmente nos parafusos de retenção. Apesar dessa conformação ser a ideal sob o ponto de vista clínico, a fim de favorecer um melhor comportamento biomecânico, no presente estudo optou-se pelo pilar protético diretamente conectado ao implante exatamente para levar o parafuso de retenção à situação máxima de concentração de tensão^{3,14,20,21}. A utilização de pilares do tipo UCLA tem aplicação clínica, principalmente, quando o espaço protético interoclusal é limitado, mais comum na região posterior da boca. Além disso, esse design de restauração é ainda muito utilizado pelos dentistas especialmente pelo baixo custo e por permitir soluções clínicas versáteis em casos de implantes angulados¹⁶.

Durante a análise dos espécimes, após torque máximo até deformação plástica das conexões dos parafusos, observou-se em todos os grupos que em alguns testes a deformação ocorreu tanto na conexão do parafuso de retenção, como também na chave do torquímetro. Portanto, ao analisar os dados, foi considerada a resistência do sistema de conexão (quadrado ou hexagonal), independente da falha ter ocorrido somente no parafuso de retenção ou simultaneamente no parafuso e na chave do torquímetro.

Em relação ao estudo entre os tipos de conexão (quadrado ou hexagonal) do parafuso de retenção, observou-se que o quadrado pode suportar maiores valores de torque máximo que o hexagonal. Isso provavelmente ocorreu devido à maior área de contato de cada um dos quatro lados das paredes internas do encaixe dos parafusos quadrados, e também, da área total do encaixe da cabeça do parafuso quadrado, com o encaixe da chave quadrada⁹, conforme pode ser visualizado nas imagens de MEV dos parafusos. O parafuso quadrado apresenta uma área total de 1.51 mm², enquanto o parafuso hexagonal apresenta uma área total de 1 – 15 mm². Com isso, pode-se entender porque o conjunto chave-parafuso quadrado apresentou falha em maior torque e consequente maior resistência à deformação.

Considerando que a longevidade das restaurações unitárias sobre implantes podem ser dependentes da longevidade do parafuso de retenção do pilar protético, é recomendável que durante o controle periódico das mesmas, novos parafusos de retenção sejam trocados juntamente com as chaves, para minimizar as possibilidades de falhas mecânicas nesses componentes.

Conclusões

Constatou-se diante do presente estudo que, todos os conjuntos de chave-parafusos de retenção suportaram a fase de amplitude elástica, mesmo após serem submetidos a 10 reapertos consecutivos, em que foi aplicada uma força de torque de 32 Ncm conforme recomendação do fabricante. Sugerindo-se que todos os conjuntos encontram-se aptos para utilização clínica, independente das marcas e do formato do encaixe, hexagonal ou quadrado.

Após o teste de máxima resistência à torção, não se observou diferença estatisticamente significativa entre as três marcas comerciais analisadas (Neodent, Singular e Sin). Sugerindo-se que o uso de componentes universais não interfere na deformação do conjunto chave-parafuso.

Independente da marca comercial avaliada, o conjunto chave-parafuso quadrado apresentou maior resistência à deformação do que o conjunto chave-parafuso hexagonal. Sugerindo-se maior segurança para sua utilização clínica.

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. j. oral surg.* 1981; 10:387-416.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, et al. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int. j. oral maxillofac. implants.* 1990; 5:347-359.
3. Anderson B, Odman P, Carlsson L et al. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experience. *Int. j. oral maxillofac. implants.* 1992; 7:105-111.
4. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. prosthet. dent.* 1995; 74:51-55.
5. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J. prosthet. dent.* 1983; 50:399-410.
6. González RC, Shimizu RH, Hermann C, Sartori IA de M. Efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorque do parafuso e dos pilares de duas peças em junções cone morse. Um estudo in vitro. *Dissertação (Mestrado) - Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia.* Curitiba, 2012; 113 f.
7. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K et al. Clinical complications with implants and implant prosthesis. *J. prosthet. dent.* 2003; 90:121-132.
8. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/February 1987.* In: *Torque Tensioning: A Ten Part Complication.* Stow, OH: Fastener Technology. Jan.-dec. 1987.
9. Hibbeler RC. *Resistência dos Materiais.* 7a ed. São Paulo: Pearson Education, 2010.
10. Jemt T, Laney WR, Harris D et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int. j. oral maxillofac. implants.* 1991; 6:29-36.
11. Jemt T. Multicenter study of overdenture supported by Branemark. *Int. j. oral maxillofac. implants.* 1992; 7:513-522.
12. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-versus cement-retained implant restorations. *Current concepts. Implant dent.* 2010; 19(1):8-15.
13. Linquist LW, Carlsson GE, Carson TJ. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prosthesis supported by osseointegrated implants. *Clinical results and marginal bone loss. Clin. oral implant. res.* 1996; 7:329-336.
14. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin. North Am.* 1998; 42:71-89.
15. Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus Screw-retained implant restorations: a critical review. *Int. j. oral maxillofac. implant.* 2003. 18(5):719-28.
16. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys, Mater. Sci. Eng. A. 1998. 243(1-2):231-236.
17. Paixão RJR. Prótese sobre implantes unitários: Cimentada versus aparafusada. *Dissertação (Mestrado) - Curso de Medicina Dentária, Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2011; 64f.*
18. Palmer R, Smith B, Howe L, Palmer P. Overview of implant dentistry. In: Palmer R, Smith B, Howe L, Palmer P. *Implants in Clinical Dentistry.* Abingdon, Oxon: Informa Healthcare. 2002; 7-10.
19. Park, JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of Abutment Screw Coating on Implant Preload. *J. prosthodont.* 2010; 19:459-464.
20. Sakaguchi RL, Sun T, Haack JE. External strain distribution on implant prosthetic components. *J. dent. res.* 1994; 73:232.
21. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J. prosthet. dent.* 1998; 79:74-78.
22. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int. j. oral maxillofac. implants.* 1990; 5:272-281.

Como citar este artigo:

Paiva MSM, Oliveira SN, Dias JVA, Queiroz JRC, Oliveira EA, Freitas Jr AC. Influência do tipo de conexão (quadrado ou hexagonal) na resistência a deformação do conjunto chave-parafuso de retenção de prótese sobre o implante. *Full Dent. Sci.* 2017; 8(31):68-73. DOI: 10.24077/2017;831-6873.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA UNIÃO ENTRE O COMPONENTE PROTÉTICO E A CONEXÃO
INTERNA TIPO CONE MORSE DO IMPLANTE DENTÁRIO**

Aracaju

Fevereiro/2015

DERIVALDO MOURA GOIS FILHO

**AVALIAÇÃO DA UNIÃO ENTRE O COMPONENTE PROTÉTICO E A CONEXÃO
INTERNA TIPO CONE MORSE DO IMPLANTE DENTÁRIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Sergipe, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento

Aracaju

2015

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA BISAU
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**

G616 Gois Filho, Derivaldo Moura
Avaliação da união entre o componente protético e a conexão interna tipo cone morse do implante dentário / Derivaldo Moura Gois Filho ; orientador Cleverson Luciano Trento. – Aracaju, 2015. 69 f.

Dissertação (mestrado em Odontologia)– Universidade Federal de Sergipe, 2015.

1. Odontologia. 2. Implantes dentários. 3. Microscopia eletrônica. I. Trento, Cleverson Luciano, orient. II. Título.

CDU 616.314



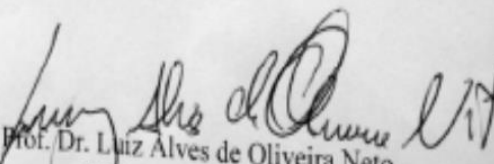
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

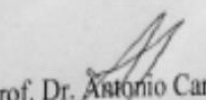
Ata da sessão de Defesa de Dissertação
de Mestrado de **DERIVALDO MOURA
GÓIS FILHO**

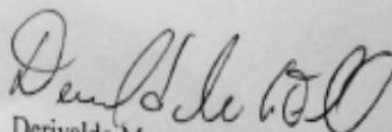
Às quinze horas do dia vinte e sete de Fevereiro de dois mil e quinze, realizou-se na sala Teórica do Departamento de Odontologia, Campus da Saúde da Universidade Federal de Sergipe, a sessão pública de defesa de dissertação de Mestrado em Odontologia de **DERIVALDO MOURA GÓIS FILHO** sob o título: “**AValiação da União entre o Componente Protético e a Conexão Interna Tipo Cone Morse do Implante Dentário**” presidida pelo Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento, na qualidade de orientador, que por sua vez passou a palavra ao candidato para proceder a apresentação do seu trabalho. Logo após, o primeiro examinador, Prof. Dr. Luiz Alves de Oliveira Neto, arguiu o candidato que teve igual período para defesa. O mesmo aconteceu com o segundo examinador, Prof. Dr. Antonio Carlos Marqueti. Em seguida, o Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento, orientador do candidato, teceu comentários sobre o trabalho apresentado. Encerrada esta etapa, os presentes retiraram-se do recinto, permanecendo apenas a banca examinadora para avaliação. Após esta, a banca decidiu considerar o candidato **APROVADO**. Nada mais havendo a tratar, a presente ata foi lavrada e, depois de lida e aprovada, será assinada pela banca examinadora e pelo mestrando.

Aracaju, 27 de Fevereiro de 2015


Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento
Orientador


Prof. Dr. Luiz Alves de Oliveira Neto
1º Examinador (UFS)


Prof. Dr. Antonio Carlos Marqueti
2º Examinador (UFS)


Derivaldo Moura Góis
Mestrando

AGRADECIMENTOS

O início de tudo, sempre o agradecimento a Deus por me permitir usufruir da minha saúde para buscar meus sonhos. Obrigado.

Minha família Cíntia Danielle F. Melo Gois, minha filha Mariana Melo Gois e o mais novo membro da família que ainda é uma pequena semente. Uma benção de Deus. Obrigado por tanto carinho. Obrigado por existirem.

Meu eterno agradecimento a minha mãe Gildete. Sem palavras para descrever o carinho que sinto ao simplesmente vê-la ao meu lado.

Ao meu pai (*in memoriam*), que SEMPRE confiou e velou por mim em vida. Tenho certeza que pude deixa-lo mais feliz com mais uma conquista. Onde quer que esteja, muita saudade.

Agradeço aos amigos que sempre confiaram em mim, e com uma palavra de confiança, ajudaram-me na conclusão deste trabalho.

Ao orientador, que conheci ao ingressar no curso de mestrado o prof. Dr. Cleverson Luciano Trento. Obrigado por sua confiança no término deste trabalho. Obrigado por sua compreensão. Com a certeza da manutenção dos laços de confiança construídos aqui durante o curso.

Ao prof. Dr. Ronaldo, do departamento de física-UFS, que muito me ajudou na realização deste trabalho. Meu agradecimento.

Aos demais professores do curso de Mestrado em Odontologia da UFS, que indiretamente me ajudaram durante esse período de convívio. Obrigado.

Aos alunos, auxiliares, pacientes e professores da disciplina de diagnóstico oral (prof. Dr. Cleverson Trento, prof. Dr. Bernardo Brasileiro, prof. Dra. Marta Rabelo Piva, prof. Dr. Wilton Takeshita) agradeço os ensinamentos durante o estágio docente.

Às empresas Neodent® e Singular® que cederam os materiais utilizados na pesquisa, contribuindo para desenvolvimento da ciência e em especial da Implantodontia.

EPÍGRAFE

“Nadar contra a corrente da intuição é uma tarefa difícil”

Livro: O andar do bêbado- Leonard Mlodinow

RESUMO

Os aspectos biomecânicos relacionados à adaptação da prótese sobre o implante dentário estão diretamente associados ao sucesso do tratamento. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a presença de microgaps na união formada pelo abutment e a conexão interna do implante dentário do tipo Cone Morse. O estudo foi composto de dois grupos onde no primeiro grupo (n:16) foram utilizados materiais (implante dentário e abutment) do mesmo fabricante, Neodent® (Curitiba-PR, Brasil). No segundo grupo (n:16) foram utilizados materiais de fabricantes diferentes, sendo o implante da marca Neodent® (Curitiba-PR, Brasil) e o componente protético da marca Singular®(Parnamirim-RN, Brasil). Os conjuntos foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), sendo realizadas as mensurações do microgap formado entre a conexão do implante e o componente protético. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística (Mann-Whitne-U) avaliando-se medidas de dispersão e tendência central dos valores (desvio padrão e média). No grupo 1 a média encontrada foi de 5,69µm e o desvio padrão (DP) foi de 8,46µm. O grupo 2 apresentou média de 1,24µm e o DP: 0,44µm. O grupo formado por implante e componente protético do mesmo fabricante apresentou maior dispersão dos dados, com valores maiores para o microgap, comparando-se com o grupo formado pelo conjunto implante-abutment de marcas diferentes. Concluiu-se que, com base nas mensurações realizadas no MEV, o grupo formado por implante e abutment de diferentes fabricantes apresentou menores valores de microgap e consequentemente uma melhor adaptação in vitro.

Descritores: Implante dentário; Abutment; Microscopia eletrônica varredura; Morse.

ABSTRACT

The biomechanical aspects related to the adaptation of fixed prostheses over implants are directly associated to treatment success. Therefore, the aim of this study was to evaluate the presence of microgaps in the union formed by the abutment and the inner connection of Cone Morse dental implant. The study was composed by two groups. The first group (n:16) used materials (dental implant and abutment) of the same manufacturer, Neodent® (Curitiba-PR, Brazil). The second group (n:16) used materials from different manufacturers, where the dental implant was Neodent® (Curitiba-PR, Brazil), and the abutment was Singular®(Parnamirim-RN, Brazil). The sets were sent to scanning electron microscope (SEM), where it was taken the measurements of microgaps formed between the implant connection and the abutment. The results obtained were submitted to statistical (Mann-Whitney-U) evaluating dispersion measurements and central tendency of values (standard and mean deviation). In group 1 the average found was 5,69µm and standard deviation (SD) was 8,46µm. Group 2 showed average of 1,24µm and SD: 0,44µm. The group formed by dental implant and abutment from the same manufacturer showed a greater data dispersion, with greater microgap values, compared to the group formed by the set implant-abutment of different manufacturers. It was concluded that, based on the measurements taken on SEM, the group formed by implant and abutment of different manufactures showed lower values of microgaps, and, therefore, a better in vitro adaptation.

Key-words: Dental Implants; Abutment; Scanning electron microscope; Morse.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Corte longitudinal de implante Neodent® e abutment Neodent® evidenciado a região de união entre os dois componentes.....	24
Figura 2: Abutment Neodent® (grupo 1).....	26
Figura 3: Abutment Singular® (grupo 2).....	27
Figura 4: Morsa de bancada.....	28
Figura 5: base, em alumínio, com implante e componente protético instalados.....	28
Figura 6: Torquímetro cirúrgico manual.....	29
Figura 7: Torquímetro protético manual.....	29
Figura 8: Base própria do MEV com os corpos de prova fixadas (implantes + abutments)....	30
Figura 9: Corpos de prova (implante + abutment) montados e posicionados na plataforma do MEV para início das mensurações.....	31
Figura 10: Microscópio eletrônico varredura JEOL JCM-5700 CARRY SCOPE (Jeol-USA).....	32
Figura 11: Mensuração do microgap, amostra do grupo 2.....	33
Figura 12: Gráfico, tipo boxplot, evidenciando uma maior dispersão dos valores encontrados no grupo 1.....	35

Figura 13: Evidenciação do microgap (MEV: 5.000x) na união da conexão do implante e abutment.....	36
Figura 14: imperfeições observadas MEV (1.400x) na superfície externa da plataforma do implante dentário.....	37
Figura 15: Visualização da superfície do abutment da marca Singular® através do MEV (80x).....	37
Figura 16: Visualização da superfície do abutment da marca Neodent® através do MEV (80x).....	38
Figura 17: Visualização do abutment da marca Neodent® através do MEV (10x).....	38
Figura 18: Visualização do abutment da marca Singular® através do MEV (10x).....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Grupo 1.....	25
Tabela 2: Grupo 2.....	26
Tabela 3: Número de amostras avaliadas e os respectivos valores mínimos, máximos, média e desvio padrão para cada grupo avaliado.....	34

LISTA DE ABREVIATURAS

mm milímetro

µm micrômetro

Dp desvio padrão

Tc tomografia computadorizada

Ti c.p titânio comercialmente puro

Rh-b Rhodamine B

ml mililitro

® marca registrada

SPSS Statistical Package for the Social Sciences-IBM

BHI Brain-heart infusion

SUMÁRIO

1. Introdução	14
1.1 O microgap e suas consequências	17
2. Proposição	23
2.1 Geral	23
2.2 Específica	23
3. Material e método	24
3.1 Desenho do estudo	24
3.2 Materiais	24
3.3 Corpos de prova	25
3.4 Mensuração do microgap	32
3.5 Tabulação dos dados	33
3.6 Análise dos dados	33
4. Resultados	34
5. Discussão	36
6. Considerações finais	45
7. Comunicado de Imprensa (<i>PRESS RELLEASE</i>)	46
Referências	47
Apêndice A: Declaração de inexistência de conflitos de interesse	53
Anexo: Artigo formatado nas normas da publicação	54

1. Introdução

O histórico da implantodontia nos remete ao tempo do Egito antigo quando diversos tipos de materiais eram utilizados no local do dente perdido¹. Entretanto, a história moderna da implantodontia iniciou-se há cerca de 60 anos. Foi em 1942 que Gustav Dahl criou o implante subperiosteal, o qual era constituído de um material em forma de rede justaposto ao perióstio. Em 1962 Leonard Lincoff desenvolveu os implantes laminados, estes já inseridos dentro do osso².

No laboratório da Universidade de Lund na Suécia em 1952 a implantodontia apresentou seu maior avanço. Com uma equipe coordenada pelo Dr. Per Ingvar Branemark (ortopedista), foi desenvolvida uma estrutura ótica a qual era fixada no osso do fêmur para estudo da osteogênese. Passado alguns meses, no momento da remoção do aparato, os pesquisadores observaram que o cilindro estava fixo ao osso, caracterizando esse fenômeno como osseointegração. O material utilizado para confecção do cilindro era titânio. Após mais algumas investigações da aplicação do titânio no osso humano, a equipe chefiada pelo Dr. Branemark concluiu que o titânio poderia ser utilizado integrado ao osso com alto grau de previsibilidade³.

O uso do titânio já com interesse na reposição dos dentes foi feito em 1965, onde foi instalado um material intra-ósseo em forma da raiz dentária⁴. Contudo, apenas em 1980 Branemark levou seus estudos aos Estados Unidos onde foi estimulado e reafirmado o uso seguro do titânio, sendo o princípio da osseointegração amplamente aceito para substituição das unidades dentárias perdidas. O desenho do implante, incluindo o tipo de rosca, e o tratamento da superfície do implante de titânio já era motivo de pesquisas.

Com o desenvolvimento das pesquisas, começou a ficar evidente a notável relação do implante e a prótese dentária (componentes protéticos), principalmente quando eram analisadas as causas dos fracassos dos procedimentos realizados. O sucesso a longo prazo do conjunto implante/prótese passou a ser motivo de diversas pesquisas na literatura⁵.

Tipicamente, um implante dentário endoósseo se conecta a um componente protético transmucoso (abutment), o qual recebe uma única ou múltiplas restaurações protéticas (unidades dentárias). Sendo que a localização desta conexão pode ser submersa ou não submersa, levando-se em consideração o nível da crista óssea⁶.

Independente da localização e do tipo de conexão, interna ou externa, é importante que o encaixe destes dois componentes seja o mais perfeito possível com o objetivo de favorecer a melhor distribuição de tensões entre os componentes (implante e prótese) além da resposta biológica e da colonização bacteriana que podem existir nesta interface⁷.

A interface formada entre o implante e o abutment é relatada como um fator significativo na transferência de tensões, a qual pode gerar respostas biológicas desfavoráveis ou complicações protéticas⁸. A união de duas estruturas é considerada passiva quando existe um íntimo contato, simultâneo, de toda a superfície do implante (conexão) com seu respectivo abutment⁹.

Após avaliar a influência de diferentes conexões (externa e interna-cone) e diâmetros de implantes, com o torque necessário para remover o componente protético após ciclos de carga mecânica realizados em laboratório, Shin et al (2014) demonstraram que as conexões internas, aliadas a um diâmetro maior do implante, promovem valores de torque de remoção maiores quando comparados com implantes de menor diâmetro e conexões externas. Nesse tipo de conexão, o estresse mecânico é concentrado no parafuso de fixação do componente protético e o implante. Nas conexões internas, especialmente do tipo “cone”, o estresse é principalmente transferido a toda superfície de contato do “cone” com o implante dentário¹⁰.

A conexão tipo Cone Morse foi inicialmente proposta em 1985, onde o componente protético em forma de cone se conecta internamente ao implante. Os objetivos desta nova conexão seriam poder facilitar a estabilidade dos tecidos moles ao redor dos implantes devido a ausência de microgap entre o componente protético e o implante. Desta forma o implante não permitiria a contaminação bacteriana e apresentaria máxima estabilidade mecânica¹¹.

A forma mais comum de fixação da prótese ao implante dentário é feita por meio de um parafuso, onde a estabilidade deste parafuso é alcançada por meio de forças de “torque”.

O efeito contrário a esta força é derivado da função mastigatória que agem como forças contrárias à de travamento do parafuso protético. A conexão tipo Cone Morse é relatada na literatura como um mecanismo físico suficiente para se impedir por completo a passagem de bactérias entre o meio externo e interno do implante, creditando este fato ao mecanismo da conexão e a não reabsorção óssea nas regiões periimplantares¹².

Pessoa et al (2010), avaliaram através da análise de elementos finitos o comportamento biomecânico antes e depois da osseointegração de implantes com diferentes tipos de conexão: hexágono externo, hexágono interno e Cone Morse. Os autores observaram que antes da osseointegração não havia grandes diferenças na região de maior estresse do conjunto implante-abutment entre os diferentes tipos de conexão. Sendo que o estresse se concentrava no parafuso de fixação do abutment ao implante. Contudo, após o período de osseointegração a conexão do tipo Cone Morse foi mais efetiva na distribuição das tensões oriundas das forças mastigatórias, sendo os pontos de maior estresse distribuídos na interface da conexão e o abutment e também no osso circundante, enquanto nas conexões hexágono externo e interno as tensões se mantiveram na região mais coronal do implante¹³.

Mangano et al (2011), após realizarem um estudo prospectivo de análise de 2549 implantes com a conexão do tipo Cone Morse, encontraram uma taxa de sucesso após 6 anos de função de 98,23 %. Concluíram que a alta estabilidade mecânica desse tipo de conexão reduz significativamente as complicações protéticas (porcentagem de perda do abutment 0,37%), representando uma opção de bastante previsibilidade na reabilitação oral¹⁴.

A avaliação da interface entre o componente protético e o implante dentário com uma conexão protética tipo Cone Morse, torna-se um aspecto importante dentro da implantodontia uma vez que o sucesso a longo prazo da prótese sobre implante dependerá, dentre outros fatores, da biomecânica aplicada no implante, prótese e união destas duas partes.

1.1 O microgap e suas consequências

Segundo a engenharia, as desconexões entre duas partes que são unidas, em forma de encaixe, são inevitáveis. Um grande esforço é feito para se alcançar o melhor encaixe entre o implante e abutment. A desconexão, caracterizada pelo microgap, gera uma região de estresse mecânico criando uma solução de continuidade entre o meio externo e a conexão interna do implante¹⁵. As conexões do tipo “cone” são capazes de promover a desejada estabilidade e um mecanismo de travamento automático na interface implante-abutment^{15, 16}.

A desconexão dos componentes das próteses sobre implantes traz consequências indesejáveis como falhas protéticas, acúmulo de bactérias, reações teciduais como mucosites e perimplantites e até a perda da osseointegração. Segundo Brånemark 1983, uma prótese adaptada com precisão teria uma discrepância de até 10µm, o que asseguraria um estímulo de remodelação óssea adequado¹⁷.

Para a maioria dos sistemas de implantes a união implante/abutment demonstra algumas desconexões e microgaps (pequenos espaços). Além disso, quando a plataforma do implante está localizada no nível da crista óssea alveolar, a interface osso-implante é exposta ao meio bucal e conseqüentemente passível de colonização bacteriana¹⁸.

Biomecanicamente, para se alcançar e manter a estabilidade de uma conexão fixada por meio de um parafuso é necessário que o microgap existente na conexão seja o mínimo possível para diminuir a chance de perda do parafuso de fixação das partes¹⁹.

O microgap formado entre a conexão e o abutment é ainda um dos grandes problemas da implantodontia. Esta desconexão pode acarretar em falhas de caráter mecânico e/ou biológicas, como por exemplo, a perda do parafuso de fixação e a periimplantite respectivamente²¹.

O mau encaixe entre o implante e seu abutment desempenha um papel importante na manutenção do complexo formado pelo implante/prótese/tecido ósseo²¹. As duas principais causas para a perda tardia do implante dentário são: (1) diminuição dos tecidos de suporte, como consequência da periimplantite, e (2) problemas mecânicos (sobrecarga de forças sobre a estrutura). Sobressai, ainda, que um sinal de alerta para a perda do implante são alterações associados ao parafuso de fixação do componente protético ao implante¹⁵.

Tentando melhorar a compreensão sobre a biomecânica de diferentes tipos de conexão, hexágono externo e Cone Morse, Mertz et al (2000) realizaram uma análise através de elementos finitos onde a conexão cônica foi submetida a um efeito de cunha. Enquanto as tensões se concentraram nas primeiras roscas do parafuso do abutment na conexão tipo Cone Morse, na conexão hexagonal externa, os níveis de estresse foram significativamente maiores²³.

A colonização bacteriana no interstício do implante é realizada através do microgap existente na interface implante/abutment que cria áreas susceptíveis a contaminação e sobrevivência de microrganismos. As toxinas e metabolitos provenientes das bactérias se propagam nos tecidos periimplantares, devido ao microgap permitir a passagem de fluidos^{20,24}.

Coelho et al (2008) e Scarano et al (2005) citam que sempre onde existe a utilização de um parafuso para fazer a união do componente protético ao implante, um microgap é observado entre essas duas partes. As consequências da existência desse microgap estariam relacionados a problemas mecânicos e biológicos. Os problemas mecânicos estão associados com a micro movimentação do abutment, possíveis fraturas e também perda do torque de inserção do parafuso de fixação. Já o biológico estaria relacionado com a penetração bacteriana por esse espaço, formando um nicho bacteriano podendo induzir a uma periimplantite. Os autores salientam ainda que o tamanho de uma bactéria é de aproximadamente 0,5µm e o microgap formado pode variar de 4-100µm^{7,25}.

Com o objetivo de avaliar a infiltração através da interface formada entre a conexão interna do implante dentário e o abutment, Barberi et al (2014) realizaram uma pesquisa utilizando implantes da marca Astra Tech Implant System® e abutments de diferentes marcas,

formando 4 grupos de 5 amostras cada. Antes da instalação do abutment no implante, instalaram dentro da conexão do implante uma quantidade pré-determinada de um corante rhodamine-B (Rh-B), e posteriormente procederam a instalação do abutment. Os conjuntos então foram inseridos em tubos de ensaio com quantidades pré-determinadas de água destilada. Os pesquisadores removeram então 1ml da solução presente no tubo de ensaio e submeteram esse volume retirado às técnicas de fluorescência e espectrofotometria para determinar quais soluções presentes nos tubos de ensaio apresentaram maior concentração de Rh-B. Os autores concluíram que a associação de diferentes marcas de abutments ao implante da Astra Tech mostrou-se ser desfavorável, sugerindo uma maior desadaptação entre os componentes, devido a uma maior concentração de Rh-B encontrado na solução do tubo de ensaio²⁶.

Koutouzis et al (2011), analisaram a contaminação bacteriana através do microgap formado na união implante-abutment em conexões do tipo cone morse. Após 500.000 ciclos de carga 15N cada, observaram uma maior contaminação no grupo com maiores valores de microgap produzidos pelo abutment. Concluíram que o desenho da conexão pode afetar o risco de invasão bacteriana através do microgap formado da união implante-abutment após a aplicação de cargas dinâmicas sobre o conjunto²⁷.

Aloise et al (2010), avaliaram a infiltração bacteriana através de um estudo in vitro utilizando duas diferentes marcas de implantes, com conexões tipo cone morse. Inocularam dentro da conexão 0,1 µl de *S. sanguinis II*, e introduziram o conjunto implante-abutment em tubos contendo solução estéril de *brain-heart infusion* (BHI), e após um período de incubação de 14 dias observaram um turvamento do líquido indicando proliferação bacteriana e indiretamente constatou a presença de microgaps na interface implante-abutment que possibilitou a contaminação da solução presente no tubo por bactérias e seus metabólitos²⁸.

Através da utilização da bactéria *Escherichia coli* (1-1,5 µm diâmetro) um estudo demonstrou que mesmo com maiores valores de torque, houve contaminação através da conexão existente, tipo hexágono externo. Silva Neto et al (2012) afirmaram, ainda, que maiores valores de torque podem aumentar as discrepâncias entre implante e o abutment aumentando microgap²⁹.

Mesmo realizando a instalação do componente protético com altos valores de torque, Khraisat et al (2004) afirmam que microgaps ainda existem entre as duas superfícies, provocando movimentos indesejáveis, resultando em falhas mecânicas e biológicas³⁰.

Zanardi (2012)³¹ avaliou a intercambialidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes com conexão do tipo hexágono externo (Sin®, Neodent®, Conexão) por meio da mensuração, através do MEV, do microgap formado na união do implante e abutment. Foi utilizado 10 implantes de cada fabricante com seus respectivos abutments e uma marca alternativa também foi utilizada (Microplant®). O valor de referência para a intercambialidade das várias marcas de componentes foi definido pela diferença do pilar original para com seu respectivo implante. Sendo considerada válida a intercambialidade quando o resultado da mensuração do microgap para um determinado abutment fosse igual ou menor que a diferença medida quando o pilar da mesma marca do implante foi posicionado. O autor afirmou que um grau de desajuste foi observado em todas as amostras avaliadas. Como conclusão, foi apresentado que a marca alternativa foi a única que apresentou compatibilidade com todos os sistemas, enquanto as outras marcas não seriam completamente intercambiáveis.

Meyer et al (2003)³² avaliaram a precisão de adaptação e a compatibilidade entre componentes intermediários e implantes Branemark em dois sistemas nacionais (Conexão e Neodent) e em dois estrangeiros (Branemark e 3I Implant Innovations) no intercâmbio de componentes entre esses sistemas. A interface implante/intermediário (fenda vertical e discrepância horizontal) foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura para cada um dos quatro sistemas de implantes, assim como no intercâmbio entre esses sistemas. Os resultados mostraram diferenças significantes entre sistemas. As menores medidas da fenda vertical foram encontradas nas combinações utilizando intermediários da marca Conexão® e 3I®. As maiores fendas verticais foram encontradas nas combinações com intermediários do sistema Branemark. As menores medidas da discrepância horizontal foram encontradas nas combinações utilizando os intermediários da marca 3I®, seguidos das combinações utilizando os intermediários da marca Conexão®. Os maiores valores para discrepância horizontal foram encontrados sempre com intermediários do sistema Branemark, as quais apresentam menor diâmetro de intermediário na porção voltada ao implante. Os autores concluíram que os sistemas de implantes analisados são compatíveis, sendo possível o encaixe de todos os intermediários sobre todos os implantes, com diferenças nos resultados dos sistemas originais

para os do intercâmbio. Afirmaram, ainda, que os componentes Neodent® e suas combinações foram os que apresentaram maior variação das médias de medidas.

Poucos estudos na literatura analisaram a formação do microgap, entretanto alguns estudos associam a desadaptação entre esses dois componentes (superfície conexão e abutment) com as falhas biológicas e mecânicas do tratamento com implante dentário^{33, 34}.

Em 2013, Solá-Ruiz et al analisaram o microgap formado entre a conexão externa do implante (hexágono externo) e seu respectivo componente protético (abutments) através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) em uma amostra total de 25 implantes, e abutments de diferentes marcas (NOBEL BIO CARE, BIOFIT, BIONER, BIOMET 3i, BTI) antes e depois de inserir o torque. Os autores observaram que antes do torque o microgap variou de 1,6-5,4 µm, e após o torque variou de 0,9-5,6 µm. Concluíram que o microgap encontrado está dentro dos limites considerados clinicamente aceitos. A aplicação do torque melhora os resultados com referência ao microgap, e os melhores resultados foram obtidos nas seguintes combinações: implante Nobel prótese Nobel, implante 3i prótese 3i e implante 3i e prótese BTI. Os autores concluíram que há possibilidade de intercambiar os componentes (implante e abutment de marcas diferentes) uma vez que a maioria dos resultados são aceitáveis (abaixo de 10 micrômetros) o que não causaria prejuízos em tecidos “moles e duros”²².

King et al 2002, avaliaram através de radiografias convencionais a perda óssea marginal após a instalação de 60 implantes em cães. Os autores simularam em três grupos microgaps de 10µm, 50µm, 100µm e compararam a perda óssea marginal com implantes de corpo único. Concluíram que após 1 mês os implantes de corpo único (sem microgap) apresentaram uma menor perda óssea marginal, sugerindo que a estabilidade do conjunto implante-abutment apresenta um importante papel na manutenção do nível da crista óssea³⁵.

É importante ressaltar que o conjunto implante/abutment está inserido em um ambiente dinâmico onde pequenas desadaptações podem gerar zonas de estresse mecânico na região parafusada da conexão devido a pequenos movimentos entre os componentes. A falha biológica ocorre quando há uma inadequação do hospedeiro, no que diz respeito a manutenção e a estabilidade da osseointegração. Características clínicas que potencializam tal

evento seriam a ocorrência de periimplantite e mucosite, as quais estão diretamente associadas à infiltração bacteriana no interstício do conjunto implante/abutment^{36,37,38,39}.

Já é bem estabelecido na literatura^{40,41,42,43,44,45,46} que a presença do microgap na interface implante-abutment interfere diretamente no sucesso a longo prazo do tratamento com implantes dentários. A determinação da presença de microgaps nessa interface pode orientar futuras pesquisas na melhoria da adaptação do conjunto implante-abutment, assim como aprofundar os conhecimentos sobre a conexão tipo Cone Morse.

2.Proposição

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a presença de microgaps na união entre a superfície da conexão interna do implante do tipo Cone Morse e o componente protético (figura 1).

2.2 Objetivos específicos

Mensurar o microgap formado na união do implante dentário e o componente protético do mesmo fabricante de fabricantes diferentes.

Avaliar a adaptação entre as superfícies do implante e componente protético, com base nas mensurações do microgap encontrado.

3.Material e método

3.1 Desenho do estudo

O presente trabalho caracterizou-se por um estudo in vitro, não randomizado, da união entre o implante dentário e o abutment (figura 1), analisados através da microscopia eletrônica de varredura. A hipótese nula (H_0) para este experimento in vitro foi pré-determinada como sendo: haveria igualdade no tamanho do microgap entre os dois grupos estudados.

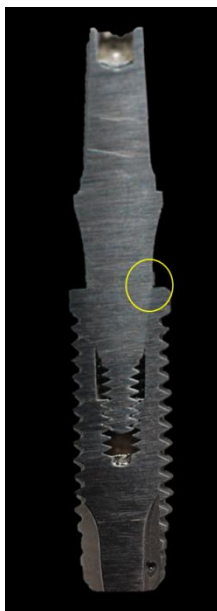


Figura 1: Corte longitudinal de implante Neodent® e abutment Neodent® evidenciando a região de união entre os dois componentes.

3.2 Materiais

O presente estudo foi realizado no Laboratório do Núcleo de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Sergipe, localizados na Cidade Universitária Prof. José Aloísio de Campos – São-Cristóvão/Se.

Os procedimentos imaginológicos necessários à pesquisa foram executados no Núcleo de Engenharia de Materiais e laboratório de microscopia do Departamento de Física, ambos da Universidade Federal de Sergipe/UFS. A empresa nacional de implantes Neodent[®] (Curitiba-PR, Brasil) cedeu as amostras (implantes e componentes protéticos) necessárias para realização da pesquisa, assim como a empresa Singular[®] (Parnamirim-RN, Brasil) cedeu os componentes protéticos.

3.3 Corpos de prova

Os corpos de prova foram divididos em 2 grupos (32 implantes + 32 abutments) descritos nas tabelas 1 e 2. Todos os componentes foram fabricados em titânio comercialmente puro (Ti c. p), que seguem a norma NBR ISO 5832.

Tabela 1: Grupo 1

	Implante	Abutment (Figura 2)
Quantidade	16	16
Fabricante	Neodent [®] (Curitiba-PR, Brasil)	Neodent [®] (Curitiba-PR, Brasil)
Tamanho	3,75x11mm	3,3 x 6 x 3,5mm
Número referência	Titamax [®] 109.609	114.079
Tipo conexão	Cone Morse	Cone Morse

Tabela 2: Grupo 2

	Implante	Abutment (Figura 3)
Quantidade	16	16
Fabricante	Neodent®(Curitiba-PR, Brasil)	Singular®(Parnamirim-RN, Brasil)
Tamanho	3,75x11mm	3,3 x 6 x 3,5mm
Número referência	Titamax® 109.609	119.022
Tipo conexão	Cone Morse	Cone Morse



Figura 2: Abutment Neodent® (grupo 1)



Figura 3: Abutment Singular® (grupo 2).

A preparação das amostras iniciou-se pela abertura dos implantes de suas embalagens, procedeu-se a instalação dos implantes em uma base de alumínio, com auxílio de uma morsa de bancada (figura 4 e 5), por meio de um torquímetro cirúrgico manual (figura 6), número de referência Neodent® 104.027, com torque de 45N. Após a instalação dos implantes em suas bases, os abutments foram instalados sobre os implantes utilizando-se torquímetro protético manual (figura 7), número de referencia Neodent® 104.050, de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes. Foi aplicado um mesmo torque de 32 N para os componentes protéticos do grupo 1 e do grupo 2, e após 30 minutos foi novamente aplicado o mesmo torque de 32N sobre os componentes.

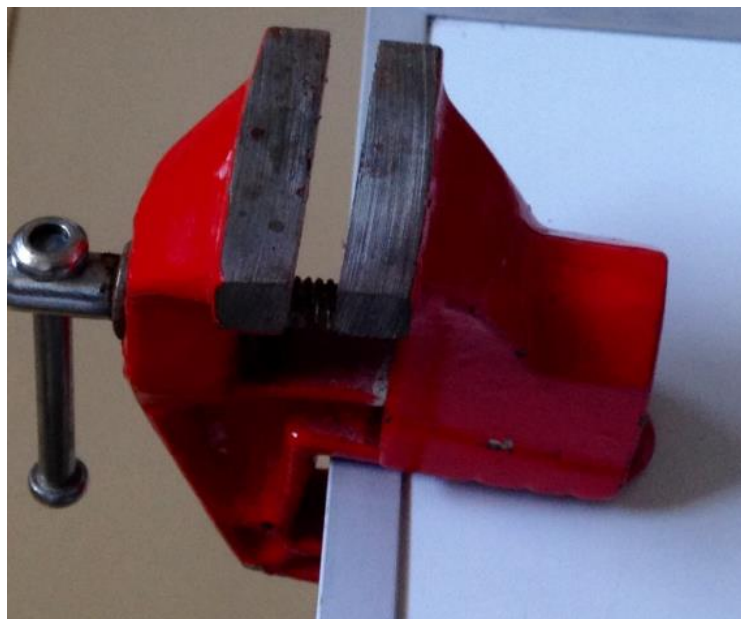


Figura 4: Morsa de bancada



Figura 5: base, em alumínio, com implante e abutment instalados



Figura 6: Torquímetro cirúrgico manual



Figura 7: Torquímetro protético manual.

Os implantes com seus respectivos componentes protéticos acoplados foram encaixados em um dispositivo, próprio ao MEV (figura 8), para o ensaio, fixados em uma bancada de teste rígida e fixa com angulação 25° a uma altura de 22mm do filamento emissor de elétrons. A montagem dos implantes com seus abutments foi realizada imediatamente antes da avaliação por imagem do MEV (figura 9). O ambiente apresentava-se com temperatura média de 20°C , com umidade do ar com valores inferiores a 60% avaliados através de um termômetro digital. A tensão utilizada no aparelho era de 15Kv. O estudo avaliou a presença de microgap entre as conexões internas dos implantes e a interface do componente protético (mesmo fabricantes e fabricantes diferentes).



Figura 8: Base própria do MEV com os corpos de prova fixadas (implantes + abutments).

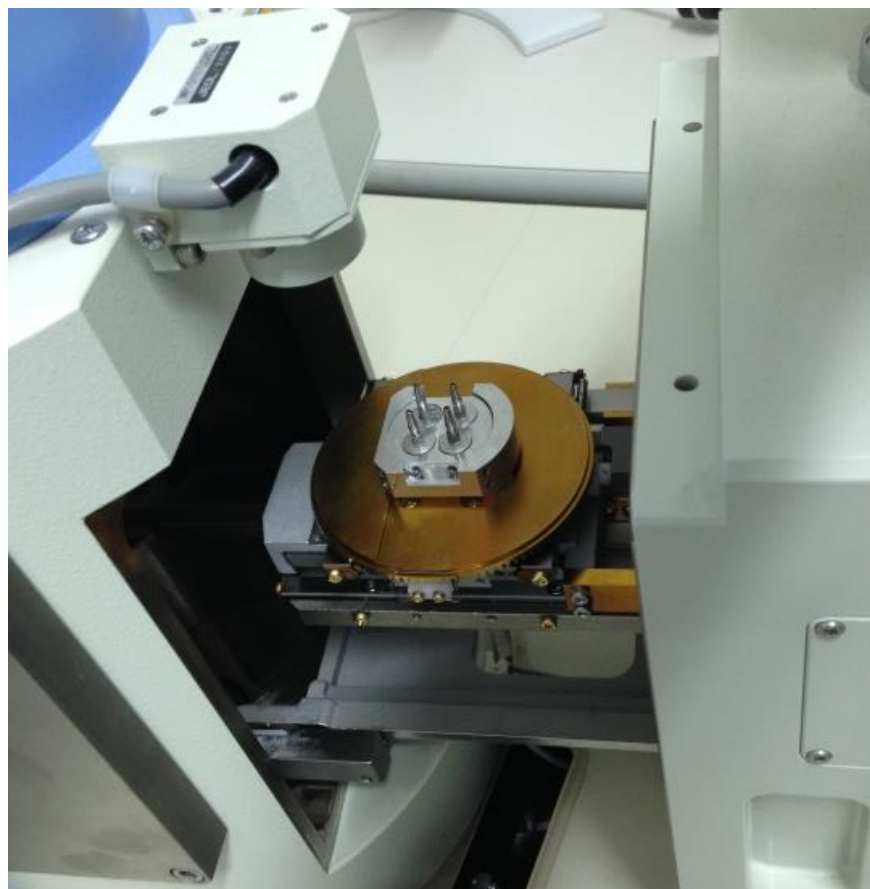


Figura 9: Corpos de prova (implante + abutment) montados e posicionados na plataforma do MEV para início das mensurações.

Os procedimentos imagiológicos foram realizados por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) para observar com maior detalhe as superfícies do implante e do componente protético, com ênfase na união entre o componente protético e a conexão interna do implante dentário. Assim foi possível avaliar e mensurar o microgap.

As amostras foram analisadas por MEV através do equipamento JEOL JCM-5700 CARRY SCOPE (figura 10). As imagens produzidas pelo microscópio eletrônico de varredura foram obtidas no modo de elétrons secundários. Estas imagens foram arquivadas conjuntamente com as mensurações realizadas.



Figura 10: Microscópio eletrônico varredura JEOL JCM-5700 CARRY SCOPE (Jeol-USA).

3.4 Mensuração do microgap

As mensurações foram realizadas no aumento de 5000x na escala métrica de micrômetros (μm), avaliadas por apenas um pesquisador. Os pontos de registro das aferições foram as bordas regulares visíveis da conexão interna tipo Cone Morse do implante, traçando uma reta perpendicular a este ponto até alcançar um ponto na borda visível da superfície do componente protético (figura 11).

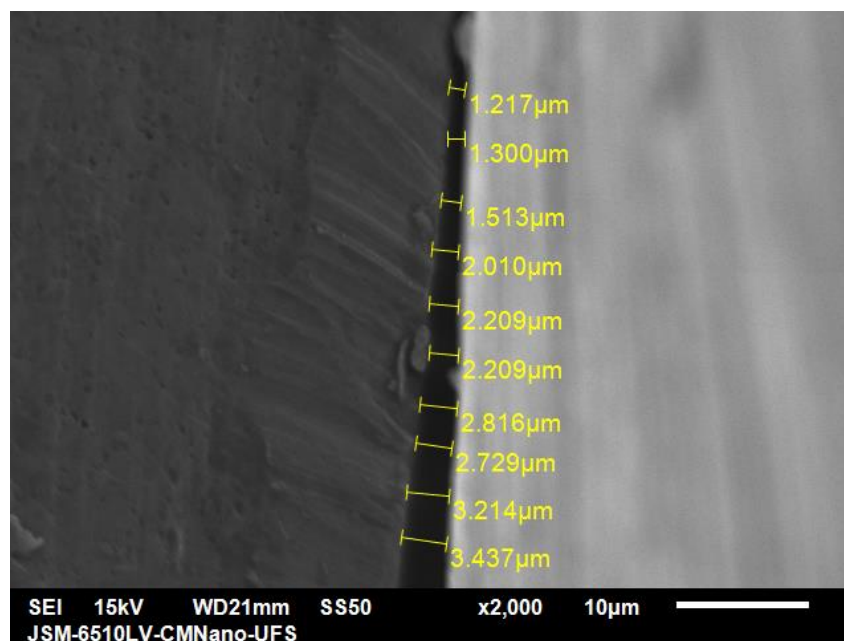


Figura 11: mensuração do microgap em uma amostra do grupo 1.

3.5 Tabulação dos dados

A tabulação dos dados foi realizada com as mensurações obtidas referentes ao microgap, no programa Excel Microsoft® seguindo a seguinte nomenclatura:

- Exemplo: NNA5 (Implante da marca Neodent® + Componente da marca Neodent® + Amostra de número 5).

3.6 Análise dos dados

Todas as informações obtidas foram codificadas e inseridas em um banco de dados. O teste de Shapiro-Wilks foi realizado para verificar a normalidade da distribuição dos dados. Como não houve distribuição normal, a comparação entre as médias dos dois grupos foi feita a partir da aplicação do teste não paramétrico Mann Whitney. O nível de significância da análise foi de 5% ($p < 0,05$). Os dados foram analisados por meio do software SPSS versão 20.0 e Minitab 17.

4. Resultados

Os resultados obtidos referentes à quantificação do microgap estão dispostos na tabela 3 em seus valores mínimo, máximo, média e desvio padrão. A hipótese de igualdade entre os dois grupos testados foi rejeitada, não havendo igualdade entre as medianas após a aplicação do teste não paramétrico Mann-Whitney U. Os valores do microgaps encontrados para as amostras dos dois grupos foram avaliados através de medidas de tendência central e medidas de dispersão. O grupo 1 apresentou valores de microgap maiores, assim como uma maior dispersão dos valores (Figura 12).

Tabela 3: Número de amostras avaliadas e os respectivos valores mínimos, máximos, média e desvio padrão para cada grupo avaliado.

Valores (μm)	Grupo 1	Grupo 2
N	16	16
Mínimo	0,89	0,71
Máximo	28,39	2,04
Média	5,6913	1,2469
Desvio Padrão (DP)	8,4623	0,44509

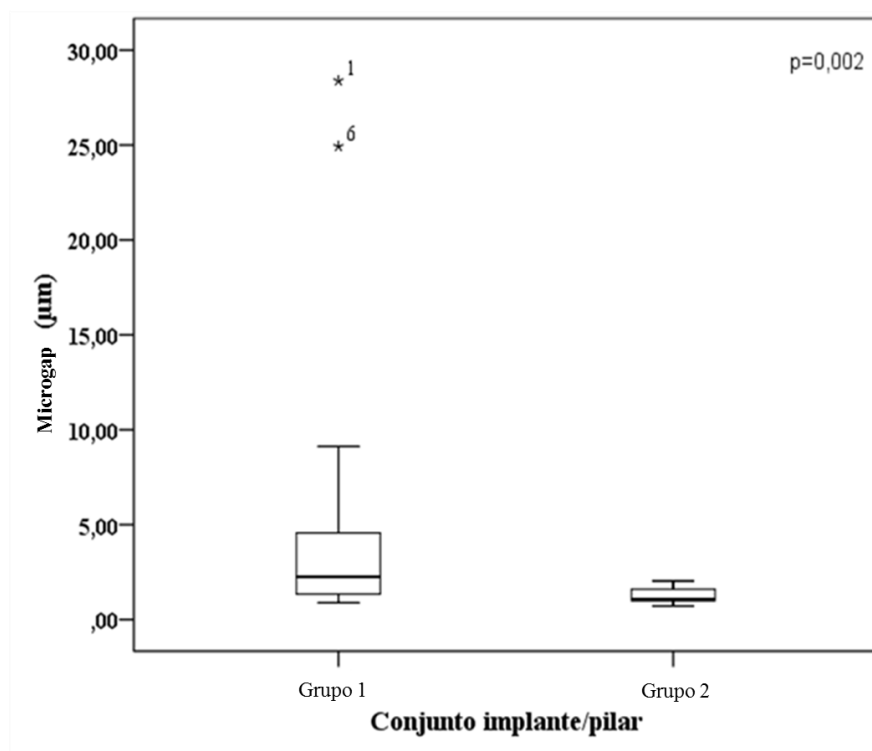


Figura 12: Gráfico, tipo boxplot, evidenciando uma maior dispersão dos valores no grupo 1.

Valores discrepantes foram observados no grupo 1, onde o valor máximo encontrado foi de 28,39 µm e a média com DP foi de $5,6 \pm 8,4$. Analisando os valores das médias, observamos que a média encontrada no grupo 2 foi aproximadamente 4,6 vezes menor que a média encontrada no grupo 1.

Discussão

As imagens obtidas através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelam visualmente a presença de microgaps na interface formada pelo implante dentário (conexão interna tipo Cone Morse) e a superfície do componente protético, abutment, onde foram realizadas as mensurações (figura 13 e 14). Alterações externas à conexão e próximas à região de contato entre o implante e o abutment também foram observadas em diversas amostras (figuras 14, 15 e 16). Estas alterações sugerem serem oriundas de defeitos durante o processo de fabricação (usinagem).

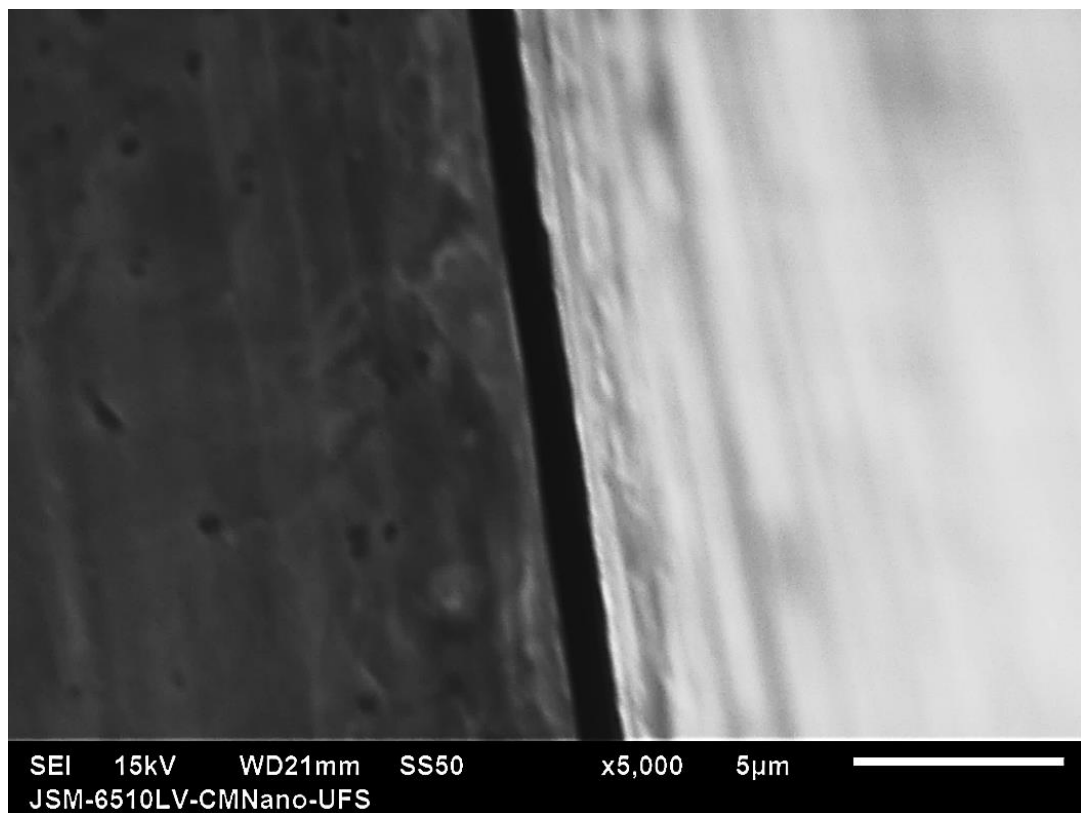


Figura 13: Evidenciação do microgap (MEV: 5.000x) na interface da conexão do implante e abutment

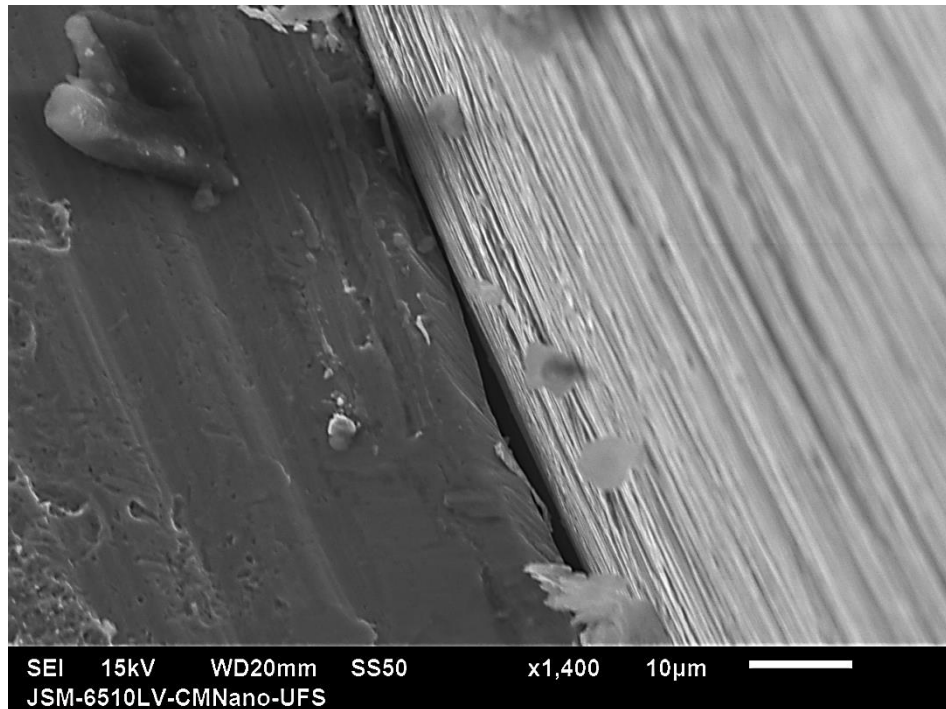


Figura 14: imperfeições observadas MEV (1.400x) na superfície externa da plataforma do implante dentário.

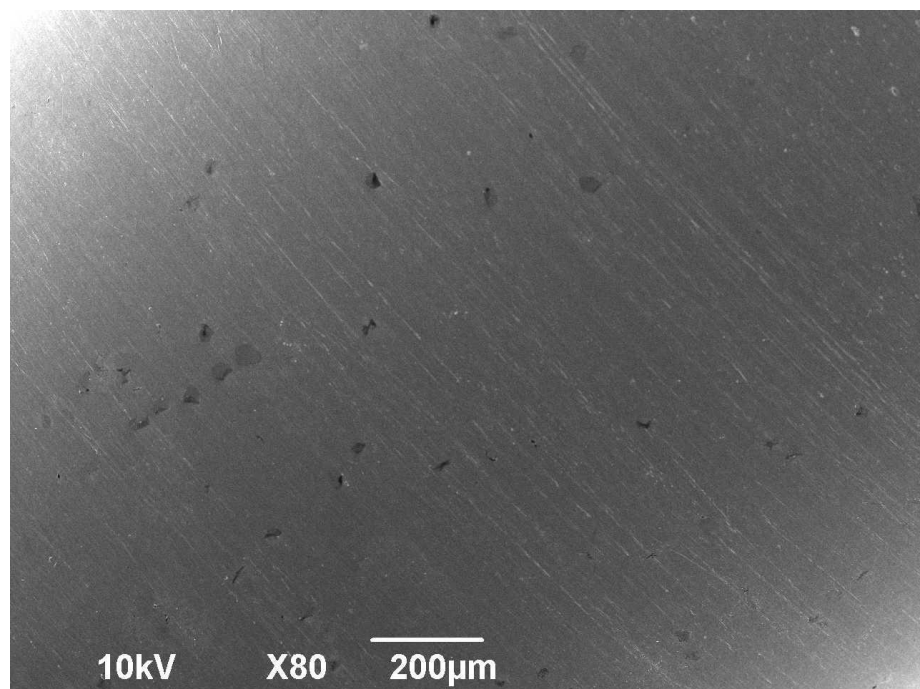


Figura 15: Visualização da superfície do abutment da marca Singular® através do MEV (80x).

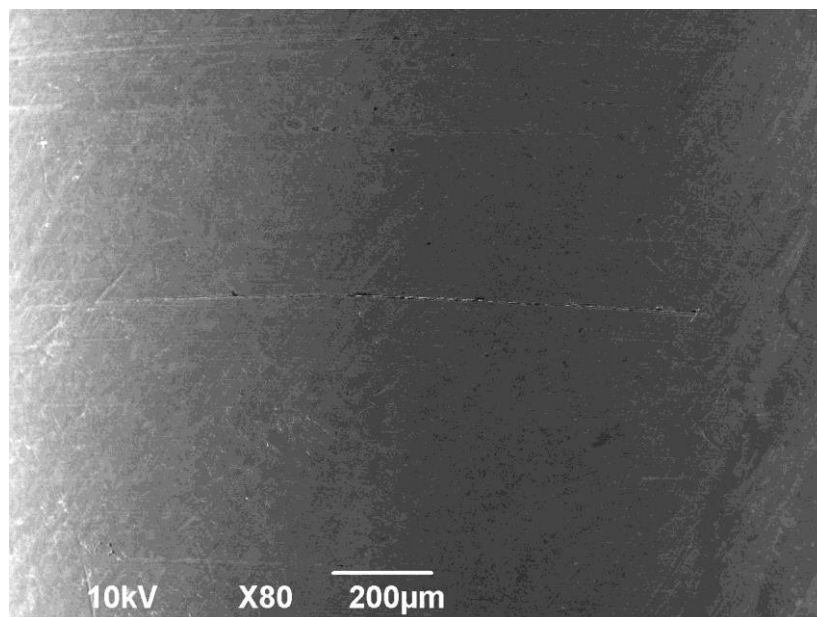


Figura 16: Visualização da superfície do abutment da marca Neodent® através do MEV (80x)

Foi observado diferenças microscópicas e macroscópicas entres os dois abutments utilizados (figura 15, 16, 17 e 18), o que contribuiu para os diferentes valores de microgap encontrados e consequentemente as diferenças de adaptação com o implante.

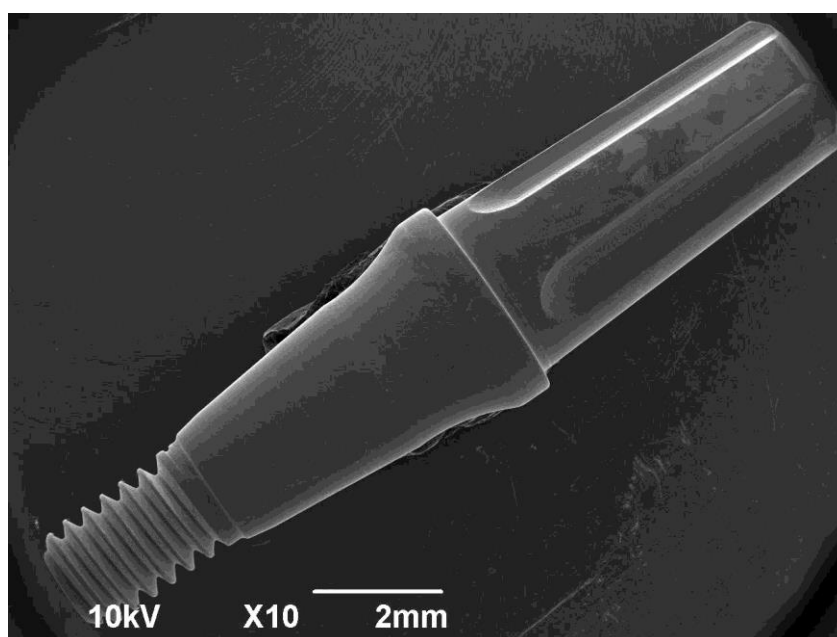


Figura 17: Visualização do abutment da marca Neodent® através do MEV (10x).

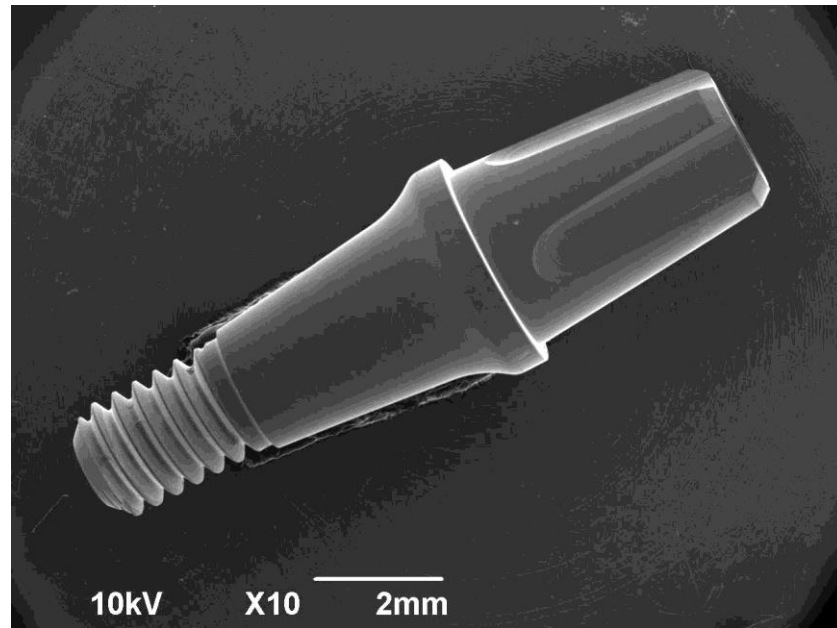


Figura 18: Visualização do abutment da marca Singular® através do MEV (10x)

Na literatura, defeitos de usinagem no implante e abutment são relatados e criam uma desadaptação que favorece a micro movimentação entre essas estruturas ocasionando fadiga do material em virtude das cargas mastigatórias a qual são submetidas^{36,37}. O resultado da desadaptação e tamanho do microgap pode variar dependendo também da presença de imperfeições na conexão e abutment²⁹, por si só essa condição já determina uma maior instabilidade de união entre os componentes, evidenciando um aumento na resistência mecânica das partes.

O microscópio eletrônico de varredura é um dos instrumentos mais indicados para investigar superfícies assim como quantificar em micrometros (μm) o tamanho de estruturas microscópicas, nesse caso mensurar o microgap. Além da sua alta resolução, a principal vantagem do MEV é a grande profundidade de foco, que permite obter imagens topográficas tridimensionais da amostra com boa resolução e qualidade. Nesse estudo a microscopia eletrônica de varredura foi utilizada devido a sua precisão e simplicidade para mensuração do microgap existente entre duas partes, quando se compara a outras técnicas (Tc; CAD-CAM)^{38,41}. Outra vantagem consiste no fato de se manter as amostras em uma posição fixa e pré-determinada^{8, 22,38}.

Na conexão tipo Cone Morse a fixação e estabilidade não é função apenas do parafuso de fixação. Estas propriedades são alcançadas pelo atrito entre suas partes cônicas e a superfície do abutment²⁹.

Argumentando-se a importância da ausência de microgaps na interface implante/abutment, apresentamos em nosso estudo a quantificação do microgap existente e suas variações dentro do mesmo fabricante e entre fabricantes diferentes.

Ao analisar a totalidade das aferições realizadas em cada grupo, encontramos que 20% dos valores no grupo 1 estavam acima da média. Enquanto no grupo 2, 42,5% dos valores encontravam-se acima da média. Esses dados reafirmam a maior discrepância nas medidas encontradas no grupo 1. Pois mesmo com uma menor quantidade de valores acima da média, o grupo 1 apresentou maior dispersão. O que pode também ser visualizado na figura 12.

A união formada entre implante/abutment, na conexão tipo Cone Morse é relatada na literatura como mecanismo hermético à penetração de microrganismo, por promover um selamento total da interface¹². Este fato entra em discordância com os resultados obtidos neste estudo, pois mesmo visualmente, através da análise por MEV, é possível observar microgap nessa interface.

A conexão tipo hexágono externo é relatada como mais favorável à infiltração de fluidos, comparando-se a outras conexões. O microgap varia entre 1-49 μ m, sugerindo que essa variação do tamanho do microgap pode ser oriunda da escolha do abutment para o implante dentário³⁷. Corroborando com a ideia, apresentada neste estudo, da possibilidade de se utilizar fabricantes diferentes no conjunto implante abutment.

Estudos anteriores já observaram a presença de microgap na interface do componente protético e implante da mesma marca, com valores entre 2-7 μ m^{24,18} e de 40-65 μ m²⁵. Entretanto, estes estudos avaliaram a conexão tipo hexágono externo. Comparando-se com os resultados obtidos neste estudo podemos verificar que as mensurações encontradas no grupo 2 apresentaram microgaps, na conexão tipo Cone Morse, com valores bem inferiores aqueles relatados na literatura como aceitáveis, principalmente quando comparados com a conexão tipo hexágono externo.

Em um estudo com três diferentes marcas de implantes (Bicon®, Straumann®, Ankylos®) e seus respectivos componentes protéticos, foi realizado a análise da área de contato entre o abutment e a conexão interna tipo “cone” do implante, observando-se também a presença de microgaps nessa interface. A análise realizada através de micro tomografia (micro Tc) era capaz de constatar gaps maiores que 10µm. Os resultados obtidos não demonstraram presença de microgap nas três amostras avaliadas, em discordância com os resultados obtidos em nosso trabalho que demonstraram uma média de 5,6µm para o grupo 1 e de 1,2µm para o grupo 2 referentes ao tamanho do microgap. Comparações referentes ao tamanho e presença do microgap não são pertinentes pois neste estudo o método de avaliação foi a microscopia eletrônica enquanto os autores utilizaram a micro TC, a qual possui limitações na magnificação das imagens (apenas valores maiores que 10µm são observados) e possíveis distorções na reconstrução da imagem pelo tomógrafo podem diminuir a acurácia dos resultados. Os autores afirmaram ainda que as amostras que apresentaram maior superfície de contato em ordem decrescente foram: Bicon®, Ankylos® e Straumann®⁴⁰.

Na literatura a relação entre implante/abutment assume um papel importante na manutenção do implante dentário. Evidências demonstram que a presença de microgaps predispõe a um processo inflamatório devido à infiltração bacteriana e consequentemente circulação de toxinas de dentro da conexão para os tecidos periimplantares. O processo fisiopatológico decorrente é a reabsorção óssea associada ao implante. Com o objetivo de prevenir essa reabsorção, desenvolveu-se a conexão tipo Cone Morse planejando “selar” a interface formada entre o componente protético e a conexão. Essa característica de selamento impediria a infiltração bacteriana e consequentemente os problemas oriundos da produção de toxinas bacterianas como o processo inflamatório, reabsorção óssea, fadiga do conjunto e em última análise a fratura de algum componente⁴⁰. Contudo, nesta pesquisa em todas as amostras (n 32) foram observados microgaps, o que não justificaria esse perfeito selamento.

Utilizando a conexão tipo Cone Morse de implantes Neodent®, pesquisadores constataram a presença de microgap na interface formada com o componente protético, sendo as amostras do mesmo fabricante. Os autores³⁸ utilizaram a incrustação em resina e posterior avaliação por meio do MEV. Observaram valores de microgap de $2,8 \pm 1 \mu\text{m}$, em uma magnificação de 10.000x. Esses valores estão em desacordo com aqueles observados em

nosso estudo utilizando-se apenas o grupo 1 como comparação, o qual utilizou implante e componente da mesma marca, Neodent® (média de 5,6µm).

A possibilidade de utilização de diferentes fabricantes de implantes e componentes protéticos já foi relatada na literatura⁹. Utilizando 5 diferentes fabricantes de implantes com conexão tipo hexágono externo das marcas Nobel®, BTI®, Bioner®, Biomet®, Biofit®, os autores avaliaram a presença de microgap formado quando utilizava-se componentes e implantes da mesma marca e quando utilizava-se marcas diferentes. Os autores utilizaram o MEV para quantificação do microgap. Concluíram que houve a presença de microgap em todas as amostras, sendo que os melhores resultados (menores valores do microgap) após a aplicação do torque preconizado pelos fabricantes obtidos foram: Biomet®-Bioner®; Biomet®-BTI; Biomet®-Nobel®; Nobel®-Biomet®; Nobel®-Bioner® (implante – abutment). Quando utilizaram implantes e abutment da mesma marca os melhores resultados foram obtidos pela marca Nobel®, com valores de gap inferiores a 2µm. Concluíram que há a possibilidade de combinação entre diferentes fabricantes de implantes e seus componentes, pois afirmam que valores inferiores 10µm não produzem efeito deletério ao conjunto. Encontramos valores semelhantes no grupo 2 (implante e abutment de diferentes marcas): valores mínimos de 0,71µm e máximos de 2,04µm.

Estudando a infiltração bacteriana através do microgap na junção implante abutment, pesquisas anteriores^{7,25,27,28,29,35,41}, utilizaram cultura bacteriana como meio de avaliar essa contaminação. Nessas pesquisas além da observação da presença do microgap, os autores também pesquisaram a capacidade de infiltração bacteriana na interface implante/abutment concluindo haver uma contaminação através do microgap. Estes trabalhos entram em concordância com a pesquisa realizada devido a constatação da presença e importância do microgap, entretanto não mensuraram exatamente o tamanho do microgap.

Comparando o tamanho do microgap formado pela conexão tipo hexágono externo, observado em trabalhos anteriores^{18,25}, com os resultados obtidos em nosso trabalho encontramos valores menores utilizando a conexão tipo Cone Morse, nos dois grupos pesquisados. Infere-se que o maior número de perda do parafuso de fixação nos implantes com conexão do tipo hexágono externo esteja intimamente ligada à presença de microgaps maiores, o que clinicamente, é notório uma vez que são menores os problemas de soltura e

fratura nos implantes que utilizam o sistema protético do tipo Cone Morse. Esses dados clínicos encontrados sugerem ou direcionam novos trabalhos a fim de esclarecer os reais motivos para essas complicações.

Relata-se que a associação de diferentes fabricantes no conjunto implante/abutment é desfavorável, pois criam-se microgaps nessa interface²⁶. Contudo, observamos a presença de microgaps inclusive no grupo formado por implante e abutment do mesmo fabricante. Utilizando também a avaliação por microscopia eletrônica, outros autores²² também observaram a presença de microgaps em todas as amostras, corroborando com nossos achados.

Os fabricantes dos implantes dentários e componentes protéticos tentam reduzir a infiltração bacteriana aumentando a precisão (diminuindo o tamanho do microgap) e estabilidade da junção entre as partes através da fabricação de peças mecânicas com alto grau de precisão^{29, 42, 43}. Além da melhora na usinagem, o que acaba por gerar maior precisão, o uso de materiais que suportem, ou ainda, dificultem a soltura do parafuso são largamente empregados por inúmeros fabricantes⁴⁴.

A possibilidade de intercambiar diferentes fabricantes no conjunto implante/abutment foi bem descrito na literatura por Binon(2000)¹⁵ e Zanardi (2012)³¹. Os autores observaram que a intercambialidade de peças é possível e, além disso, os resultados podem ser melhores que o conjunto do mesmo fabricante. Zanardi (2012)³¹ demonstrou que todos os componentes que foram conectados ao implante da marca Conexão® apresentaram valores de adaptação significativamente melhores do que o componente do mesmo fabricante, resultados esses que vem corroborar este trabalho pois, os melhores resultados obtidos nesta pesquisa foram encontrados com implante e abutment de marcas diferentes (Neodent®- Singular®). O grupo 2 apresentou uma dispersão menor entre os valores de microgap encontrados (DP:0,44µm), demonstrando uma melhor adaptação entre os componentes.

Ao avaliar a variação entre os valores obtidos nos dois grupos estudados, grupo 1 (5,6±8,4µm) e grupo 2 (1,2±0,44µm), infere-se que as discrepâncias observadas nos valores do microgap são oriundas do componente protético, pois foi utilizado o mesmo fabricante dos implantes nos dois grupos.

Apesar das limitações técnicas deste trabalho foi constatado que todas as amostras (n: 32) apresentaram microgap na sua interface. As conclusões referentes à compatibilidade entre as duas marcas baseiam-se apenas na mensuração do microgap encontrado, no entanto, afim de assegurar a utilização de marcas diferentes, pesquisas com esse material avaliando resistência a fadiga e fratura se fazem necessários afim de se estabelecer os riscos e benefícios desta pratica.

6.Considerações finais

Os resultados apresentados demonstram a existência de um microgap na interface formada entre a superfície interna da conexão tipo Cone Morse e o componente protético.

Avaliando-se as mensurações dos resultados obtidos nos grupos estudados, as amostras formadas por componentes do mesmo fabricante apresentaram média de valores do microgap aproximadamente 4,6 vezes maior que a média do grupo formado por componentes de fabricantes diferentes.

Observando apenas as mensurações do microgap, infere-se que há uma maior adaptação entre os componentes de marcas diferentes.

7.Comunicado de imprensa (*Press Rellease*)

O uso de implantes dentários se popularizou nos últimos anos, com um aumento do número de pacientes tratados com diferentes marcas de implantes e componentes protéticos. A preocupação com a manutenção e durabilidade do tratamento também aumentou e pesquisas referentes a melhoria do conjunto implante e prótese vem se tornando cada vez mais frequentes. A adaptação do componente protético nesta pesquisa laboratorial foi avaliada através de um microscópio eletrônico, o qual verificou a presença de micro espaços entre o componente protético e o implante dentário. Este espaço a depender de sua magnitude interfere na durabilidade do conjunto implante-prótese. Os resultados encontrados sugerem que há a possibilidade de utilização de implantes e componentes protéticos de marcas diferentes, uma vez que os espaços observados nesta situação, mostrou-se ser menor.

Referências

1. Becker MJ. Ancient dental implants: a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 97, n. 3, p. 105-108, 1999.
2. Ring ME. A Thousand years of dental implants: a definitive history-part 1. *Compend Contin Educ Dent*, v. 16, n. 10, p. 1060-1062, 1995.
3. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, v. 88, n. 1, p. 89-95, 2002.
4. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*, v.29, n. 11, p. 737-745, 2001
5. Bartlett D. Implants for life? A critical review of implant-suported restorations. *J of Dentistry*, v 35, n. 10, p. 768-772, 2007.
6. Lorenzoni, FC. et al. Sealing 47apability and SEM observation of the implant-abutment interface. *Int J of Dentistry*, 2011. Doi: 10.1155/2011/864183.
7. Coelho PG. et al. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of diferent implant systems. *J of Oral rehabilitation*, v. 35, n 12, p. 917-924, 2008.
8. Barbosa, GAS. et al. Implant/abutment vertical Misfit o fone-piece cast frameworks made with different materials. *Braz dent J*, v. 21, n. 6, p. 515-519, 2010.

9. Sartori IAM., Ribeiro RF, Frachiscone CE., Mattos MGC. *In vitro* comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. J Prosthet Dent, v. 92, p.132-138, 2004.
10. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Myung B, Joeng CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. J Adv Prosthodont. 2014; 6: 126-32.
11. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. J Oral Implantol, v.30, n. 30, p. 171-177, 2004.
12. Dibart S, Warbington M, SU MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 20, n. 5, p.732-737, 2005.
13. Pessoa RS et al. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants-CT based nonlinear, three dimensional finite element analysis. 2010. 2(3): 219-234.
14. Mangano C et al. Prospective evaluation of 2549 morse taper connection implants: 1- to 6-year data. J periodontol. 2011; 82(1): 52-61.
15. Bionon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants, n. 15, p. 76-94, 2000.
16. Sánchez-Pérez A. et al. Etiology, risk factors and management of implant fractures. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, v. 15, n. 3, p. 504-508, 2010.
17. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50(3):339-409.

18. Tsuge T., Hagiwara M., Hideo M. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dental Materials J*, v. 27, n. 1, p. 29-34, 2008.
19. Mcglumphy E.A, Mendel D.A, Holloway J.A. Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998.
20. Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont*. 2014; 6: 35-8.
21. Zanardi P.R. et al. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. *Braz Dent J*, v. 23, n. 5, p. 502-507, 2012.
22. Solá-ruíz MF. et al. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 18, n. 2, p. 332-336, 2013.
23. Mertz BR, Hunenbart S, Belser U C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.4, p.519- 526, 2000.
24. Piattelli, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*, v. 72, p. 1146-1150, 2001.
25. Scarano A. et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*, v. 32, n. 6, p. 269-275, 2005.
26. Berberi A, Tehini G, Rifai K, Eddine FBN, Badran B, Akl H. Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using Rhodamine-B. *HJournal of Dental Biomechanics*. 2014; 5:1-7.

27. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant abutment interface using an in vitro dynamics loading model. *J Periodontol*. 2011; 82(4): 613-618.
28. Aloise JP et al. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Impl Res*. 2010; 21:328-335.
29. Silva Neto JP, Prudente MS, Carneiro TAPN, Nobilo AA, Penatti MPA, Neves FD. Micro-Leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl. Oral Sci*. 2012; v.20(5): 581-587.
30. Khraisat 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;91:326-
31. Zanardi PR. Intercambialidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de odontologia; 2012.
32. Meyer KRM, Teixeira ER, Pacheco JFM, Lof AS. Avaliação da compatibilidade entre implante e intermediário em quatro sistemas de implantes. *Passo Fundo*. 2003; v 8 (2): 85-89.
33. do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:177-80.
34. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-71

35. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002. 73(10): 1111-1117.
36. Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik CH, Wichmann MG, Weber H-P. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J. Dent. Res.* 2006; 85: 711–716
37. Brogini N et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J. Dent. Res.* 2006; 85: 473–478.
38. De Souza JCM. Misfit of Morse taper implant joints (Dissertação). Porto-Pt: Universidade Fernando Pessoa-Faculdade de Ciências da Saúde; 2012.
39. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 199;80:184-92.
40. Meleo D, Baggi, L, Di Girolamo M, Di carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità*. 2012. 48; 1 : 53-58.
41. Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, Albuquerque Junior RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:1394-7.
42. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:413-20
43. Ricomini AP Filho, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J*. 2010;21:123-9.

44. Pastor FP, Lenharo A, Carvalho PSP. Avaliação mecânica de três tipos de parafusos de fixação de abutment sobreimplantes: estudo in vitro. Rev Implantnews 2008; 5(2): 169-75.
45. Kano SC, Curtis DA, Binon PP, Bonfante G. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-Type abutments. J Prosthodont. 2006;15:77-81.
46. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamics loading on initial screw loosening. J Adv Prosthodont. 2013; 5: 21-8.

APÊNDICE A

DECLARAÇÃO DE INEXISTÊNCIA DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores abaixo assinados do manuscrito intitulado: Avaliação da união formada entre a conexão interna tipo cone morse do implante dentário e o componente protético, declaram a inexistência de conflito de interesses em relação ao presente trabalho.

Aracaju-SE ____/____/____

Derivaldo Moura Gois Filho

Cleverson Luciano Trento

Anexo

Bonding evaluation between abutment and the inner connection of cone morse dental implant

Microgap evaluation between implant and abutment

Derivaldo Moura Gois Filho, Departamento Odontologia da Universidade Federal de Sergipe
Aracaju-SE, Brasil

Vanessa Tavares De Gois Santos, Departamento Odontologia da Universidade Federal de
Sergipe, Aracaju-SE, Brasil

Ronaldo Santos Silva, Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe, Aracaju-
SE, Brasil

Cleverson Luciano Trento, Departamento Odontologia da Universidade Federal de Sergipe
Aracaju-SE, Brasil

Derivaldo Moura Gois Filho
Av. Anízio Oliveira 675
Bairro 13 de Julho
Centro Médico Luiz Cunha , Sala 1110
Cep: 49020-243
Aracaju-SE
derivaldofilho@hotmail.com
Tel.: 079 98192384
079 30449740

Bonding evaluation between abutment and the inner connection of cone morse dental implant

Microgap evaluation between implant and abutment

SUMMARY

The biomechanical aspects related to the adaptation of fixed prostheses over implants are directly associated to treatment success. Therefore, the aim of this study was to evaluate the presence of microgaps in the union formed by the abutment and the inner connection of Cone Morse dental implant. The study was composed by two groups. The first group (n:16) used materials (dental implant and abutment) of the same manufacturer, Neodent® (Curitiba-PR, Brazil). The second group (n:16) used materials from different manufacturers, where the dental implant was Neodent® (Curitiba-PR, Brazil), and the abutment was Singular®(Parnamirim-RN, Brazil). The sets were sent to scanning electron microscope (SEM), where it was taken the measurements of microgaps formed between the implant connection and the abutment. The results obtained were submitted to statistical (Mann-Whitney-U) evaluating dispersion measurements and central tendency of values (standard and mean deviation). In group 1 the average found was 5,69µm and standard deviation (SD) was 8,46µm. Group 2 showed average of 1,24µm and SD: 0,44µm. The group formed by dental implant and abutment from the same manufacturer showed a greater data dispersion, with greater microgap values, compared to the group formed by the set implant-abutment of different manufacturers. It was concluded that, based on the measurements taken on SEM, the group formed by implant and abutment of different manufactures showed lower values of microgaps, and, therefore, a better in vitro adaptation.

Key-words: Dental Implants; Abutment; Scanning electron microscope; Morse.

INTRODUCTION

One of the reasons that characterize maladjustment between two components that bond together is the size and presence of a microgap formed in the bonding between the parts. When implant + abutment set is submitted to biomechanics, the presence of these microgaps predisposes to micro movimentation which may cause mechanical impairments to the set and biological impairments to support tissues.

No matter the location and type of connection, inner or external, it is important that the attachment of these two components be the most perfect as possible aiming to favor a better distribution of stress between the components (implant and prosthesis), besides biological response and bacterial colonization that may exist in this interface (1).

Dental implants and abutments manufactures try to reduce bacterial infiltration by increasing precision and quality control in order to decrease the microgap, therefore, increasing stability between the parts (2, 3, 4).

Bonding formed between implant/abutment, on Cone Morse connection is reported in literature as a hermetic mechanism to penetration of microorganism, by promoting a total sealing of the interface (5). To prevent this resorption associated to implant's platform, it was developed a Cone Morse connection that aimed to "seal" the interface between abutment and implant. This sealing would prevent bacterial infiltration and subsequently problems that could occur from the production of bacterial toxins as the inflammatory process, bone resorption, fatigue of the set and as last analysis the fracture of any component (6).

Using a Cone Morse implant connection by Neodent®, researchers (7) asserted the presence of microgap on interface formed within the abutment, being samples from the same manufacturer. Authors used resin inlay and posterior evaluation by using SEM. Microgap values of $2,8 \pm 1 \mu\text{m}$ were observed, using magnification of 10.000x.

A possibility of interchanging different manufactures on implant/abutment set was well described in literature by Binon, 2000 (8) and Zanardi, 2012 (9). The authors observed that this interchanging of pieces is possible, and besides, the results may be better than the whole set from the same manufacturer.

The aim of this research was to evaluate the presence of microgaps on bonding between inner connection surface of Cone Morse implant and its abutment, measuring the microgap formed, using abutments from the same and different manufacturers.

MATERIALS E METHODS

The present study is an in vitro study of bonding between dental implant and abutment, analyzed through scanning electron microscope, and took place at Federal University of Sergipe (Physics Department e Material Engineer Department).

Samples were divided into 2 groups (32 implants + 32 abutments), described on tables 1 and 2. All components were made out of titanium, according to NBR ISO 5832 standard.

Preparation of samples began by placing implants on aluminum base, with help of a bench vise, through a manual surgical torquemeter, reference number Neodent® 104.027, with 45N torque. After placing implants on their basis, abutments were installed over implants using a manual prosthesis torquemeter, reference number Neodent® 104.050, according to the instructions of the respective manufacturers. The same torque of 32 N was applied for abutments in groups 1 and 2, after 30 minutes the same torque was applied over the components.

Implants and their respective abutments attached were fixed in a proper SEM device, to test, fixed on a hard and fixed bench with an angle of 25^0 and height of electron emitter filament of 22mm. Assembly o implants with their abutments were done right before image evaluation through SEM. Room temperature was around 20^0C , air humidity had values lower than 60% assessed through a digital thermometer. Tension used on the device was 15Kv .The study evaluated the presence of microgap between inner connections of implants and abutment interface (same and different manufactures).

Samples were analyzed by SEM through JEOL JCM-5700 CARRY SCOPE equipment. Images produced by SEM were obtained on secondary electrons mode. These images were filed within the measurements made.

Measurements were done using a 5000x magnifier on a micrometer scale (μm), evaluated by only one researcher. Register points of assessments were visible regular borders of inner connection of Cone Morse implants, tracing a perpendicular line from this point till reach a point on visible border of the abutment surface.

All information obtained were codified and inserted on a database. Shapiro-Wilks test was realized to verify normality of distribution of data. Since there was no regular distribution, comparison between media of the two groups was done by applying the non-parameter Mann Whitney test. The level of significance of analysis was 5% ($p < 0,05$). Data were analyzed using SPSS software version 20.0 and Minitab 17.

RESULTS

The results concerning microgap quantification are seen on table 3 and its minimum, maximum, media and standard deviation values. Hypothesis of equality between the two tested groups was rejected, not having equality between the median after applying the non-parameter Mann-Whitney U test. The values of microgaps found on samples of the two groups were evaluated through central tendency measurements and dispersion measurements. Group 1 showed higher microgap values, therefore with greater dispersion of values (Figure 1).

DISCUSSION

Images obtained through scanning electron microscope (SEM) visually reveal the presence of microgaps on the interface formed by dental implant (inner connection Cone Morse type) and abutment surface, where measurements were made (figure 2). External alterations on the connection and contact areas next to implant and abutment were also observed on many samples (figure 3). These alterations suggest that they come from defects during manufacturing process (machining).

In literature, machining defects on implants and abutment are related and make a maladjustment that favors micro movimentation between these two structures leading to material fatigue due to masticatory loads which are submitted (10,11). The result of maladjustment and the size of microgap may vary depending on the presence of imperfections on connection and abutment (2), this condition already determines a higher instability of bonding between the components, showing a decrease on mechanical resistance of the parts.

Scanning electron microscope is one of the most indicated instruments to investigate surfaces as well as quantify in micrometers (μm) the size of microscopic structures, in this case to measure microgap. Besides its high resolution, the main advantage of SEM is its great focus depth, which allows getting tridimensional topographic images of samples with good quality and resolution. In this study, scanning electron microscopy was used due to its precision and simplicity of measuring the existing microgap between the two parts, when comparing to other techniques (Tc; CAD-CAM). Another advantage consists on keeping the samples on a fixed and pre-determined position (7,12,13).

Bonding formed between implant/abutment, on Cone Morse connection type is related in literature as hermetic mechanism to microorganism penetration, by promoting the total sealing of the interface (5). This fact is in disagreement with results obtained in this study because even visually, through SEM analysis, it is possible to observe microgap on this interface.

Analyzing all measurements made in each group, we found that 20% of the values in group 1 were above median. While in group 2, 42,5% of the values were above median. These data asserts a greater discrepancy on measurements found in group 1. Even with a lower quantity of values above median, group 1 showed greater dispersion.

Previous studies already observed the presence of microgap on the interface of abutment and implant of the same brand, with values between 2-7 μm (17,18) and of 40-65 μm (14). However, these studies evaluated external hexagon connection type. Comparing to the results obtained in this study, we could verify that the measurements found in group 2 showed microgaps, on Cone Morse connection type, with values much lower than those related in literature as acceptable, especially when compared to external hexagon connection type.

In a study with three different implant brands (Bicon®, Straumann®, Ankylos®) and its respective abutments, an analysis of the contact area between the abutment and the inner connection “cone” type was done, also observing the presence of microgaps on this interface. An analysis done through micro tomography (micro Tc) was able to assert gaps greater than 10µm. The results obtained did not demonstrate the presence of microgap on the three samples evaluated, in disagreement with the results obtained in our study which demonstrate a median of 5,6µm for group 1 and of 1,2µm for group 2 concerning the size of microgap. Comparisons concerning the size and presence of microgap are not important because in this study the evaluation method used was electron microscopy while the authors used a micro TC, which has limitations on magnifying images (only values greater than 10µm are observed) and possible distortions in rebuilding the image by tomography may decrease the accuracy of the results. The authors also assert that the samples that showed greater contact surface in decreasing order were: Bicon®, Ankylos® and Straumann®(6).

In literature, the relationship between implant/abutment plays an important role in maintaining dental implant. Evidences show that the presence of microgaps may lead to an inflammatory process due to bacterial infiltration, and subsequently toxin circulation from the inner part of the connection to periimplantar tissues. Physiopathological process is due to bone resorption associated to implant. Aiming to prevent this resorption, a Cone Morse type connection was developed planning to “seal” the interface formed between the abutment and the connection. This characteristic would impede bacterial infiltration, and subsequently problems originated from the production of bacterial toxins such as inflammatory process, bone resorption, set fatigue, and at last analysis fracture of any component (6). However, in this study all samples (n 32) had microgaps, which do not justify this perfect sealing.

Using a connection type Cone Morse of Neodent® implants, researchers (7) observed the presence of microgap in the interface formed with the abutment, being the samples from the same manufacturer. The authors used resin inlay and posterior evaluation through SEM. Microgap values of $2,8 \pm 1 \mu\text{m}$, and 10.000x magnification were observed. These values are in disagreement to those observed in our study, using only group 1 as comparison, which used implant and abutment from the same brand, Neodent® (median of 5,6µm).

The possibility of using different implant and abutment manufacturers was already described in literature (15). Using 5 different implant manufacturers with external hexagon

connection of brands Nobel®, BTI®, Bioner®, Biomet®, Biofit®, authors evaluated the presence of microgap formed when using implants and abutments from the same and different brands. Authors used SEM to quantify microgap. They concluded that there was microgap in all samples, being the best results (lower values of microgap) after torque application professed by manufacturers obtained: Biomet®-Bioner®; Biomet®-BTI; Biomet®-Nobel®; Nobel®-Biomet®; Nobel®-Bioner® (implant –abutment). When used implants and abutments from the same manufacturer the best results were obtained by the brand Nobel®, with values less than 2µm. It was concluded that there is a possibility of combining different implant manufacturers and its abutments, since values lower than 10µm do not produce deleterious effect to the set. We found similar values in group 2 (implant and abutment from different brands): minimal values of 0,71µm and maximum of 2,04µm.

It is said that the association of different manufacturers on implant/abutment set is nor favorable because it creates microgaps on this interface (16). However, we could observe the presence of microgaps including in the group formed by implant and abutment from the same manufacturer. Also using evaluation through electron microscopy, other authors (13) also observed the presence of microgaps in all samples, corroborating with our findings.

Evaluating the variance between values obtained in the two groups studied, group 1 ($5,6 \pm 8,4 \mu\text{m}$) and group 2 ($1,2 \pm 0,44 \mu\text{m}$), we could infer that discrepancies observed in values of microgap come from the abutment because it was used the same implant manufacturer in both groups.

Besides technical limitations of this study, it was concluded that all samples (n: 32) showed microgaps on its interface. Conclusions concerning compatibility between the two brands are based only on measuring the microgap found, however, aiming to assure the use of different brands, studies with this material evaluating the resistance to fatigue and fracture are necessary to establish the risks and benefits of this practice.

The results showed the existence of a microgap in the interface formed between the inner surface of Cone Morse type connection and its abutment.

Evaluating the measurements of the obtained results in the studied groups, samples formed by components from the same manufacturer showed median values of microgaps approximately 4,6 times greater than the median of the group formed by different manufacturers.

RESUMO

Os aspectos biomecânicos relacionados à adaptação da prótese sobre o implante dentário estão diretamente associados ao sucesso do tratamento. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a presença de microgaps na união formada pelo abutment e a conexão interna do implante dentário do tipo Cone Morse. O estudo foi composto de dois grupos onde no primeiro grupo (n:16) foram utilizados materiais (implante dentário e abutment) do mesmo fabricante, Neodent® (Curitiba-PR, Brasil). No segundo grupo (n:16) foram utilizados materiais de fabricantes diferentes, sendo o implante da marca Neodent® (Curitiba-PR, Brasil) e o componente protético da marca Singular®(Parnamirim-RN, Brasil). Os implantes foram montados em uma plataforma de alumínio e posteriormente os componentes protéticos foram instalados com o torque preconizado por cada fabricante. Os conjuntos foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), sendo realizadas as mensurações do microgap formado entre a conexão do implante e o componente protético. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística (Mann-Whitne-U) avaliando-se medidas de dispersão e tendência central dos valores (desvio padrão e média). No grupo 1 a média encontrada foi de 5,69µm e o desvio padrão (DP) foi de 8,46µm. O grupo 2 apresentou média de 1,24µm e o DP: 0,44µm. O grupo formado por implante e componente protético do mesmo fabricante apresentou maior dispersão dos dados, com valores maiores para o microgap, comparando-se com o grupo formado pelo conjunto implante-abutment de marcas diferentes. Concluiu-se que, com base nas mensurações realizadas no MEV, o grupo formado por implante e abutment de diferentes fabricantes apresentou menores valores de microgap e consequentemente uma melhor adaptação in vitro.

AKNOWLEDGEMENTS

Thanks to Neodent® (Curitiba-PR, Brasil) and Singular®(Parnamirim-RN, Brasil) by giving out implants and abutments for this research, contributing to the development and improving science, especially in implantology.

Also special thanks to Federal University of Sergipe for providing the laboratories of material engineering and electron microscopy to execute this study.

REFERENCES

1. Coelho PG. et al. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J of Oral rehabilitation*, v. 35, n 12, p. 917-924, 2008.
2. Silva Neto JP, prudente MS, Carneiro TAPN, Nobilo AA, Penatti MPA, Neves FD. Micro-Leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl. Oral Sci.* 2012; v.20(5): 581-587.
3. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:413-20
4. Ricomini AP Filho, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J.* 2010;21:123-9.
5. Dibart S, Warbington M, SU MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 20, n. 5, p.732-737, 2005.
6. Meleo D, Baggi, L, Di Girolamo M, Di carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità.* 2012. 48; 1 : 53-58.
7. De Souza JCM. Misfit of Morse taper implant joints (Dissertação). Porto-Pt: Universidade Fernando Pessoa-Faculdade de Ciências da Saúde; 2012.
8. Bionon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, n. 15, p. 76-94, 2000.

9. Zanardi PR. Intercambialidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de odontologia; 2012.
10. Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik CH, Wichmann MG, Weber H-P. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J. Dent. Res.* 2006; 85: 711–716
11. Broggini N et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J. Dent. Res.* 2006; 85: 473–478.
12. Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, Albuquerque Junior RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:1394-7.
13. Solá-ruíz MF. et al. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 18, n. 2, p. 332-336, 2013.
14. Scarano A. et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*, v. 32, n. 6, p. 269-275, 2005.
15. Sartori IAM., Ribeiro RF, Frachiscone CE., Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*, v. 92, p.132-138, 2004.
16. Berberi A, Tehini G, Rifai K, Eddine FBN, Badran B, Akl H. Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using Rhodamine-B. *HJournal of Dental Biomechanics*. 2014; 5:1-7.
17. Tsuge T., Hagiwara M., Hideo M. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dental Materials J*, v. 27, n. 1, p. 29-34, 2008.
18. Piattelli, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*, v. 72, p. 1146-1150, 2001

Table 1: Group 1

	Implant	Abutment
Quantity	16	16
Manufacturer	Neodent®(Curitiba-PR, Brazil)	Neodent®(Curitiba-PR, Brazil)
Size	3,75x11mm	3,3 x 6 x 3,5mm
Reference number	Titamax® 109.609	114.079
Connection type	Cone Morse	Cone Morse

Table 2: Group 2

	Implant	Abutment
Quantity	16	16
Manufacturer	Neodent®(Curitiba-PR, Brazil)	Singular®(Parnamirim-RN, Brazil)
Size	3,75x11mm	3,3 x 6 x 3,5mm
Reference number	Titamax® 109.609	119.022

Connection type	Cone Morse	Cone Morse
-----------------	------------	------------

Table 3: Number of samples evaluated and their respective minimum, maximum, media, and standard deviation values of each group evaluated.

Values (μm)	Group 1	Group 2
N	16	16
Minimum	0,89	0,71
Maximum	28,39	2,04
Median	5,6913	1,2469
Standard Deviation (SD)	8,4623	0,44509

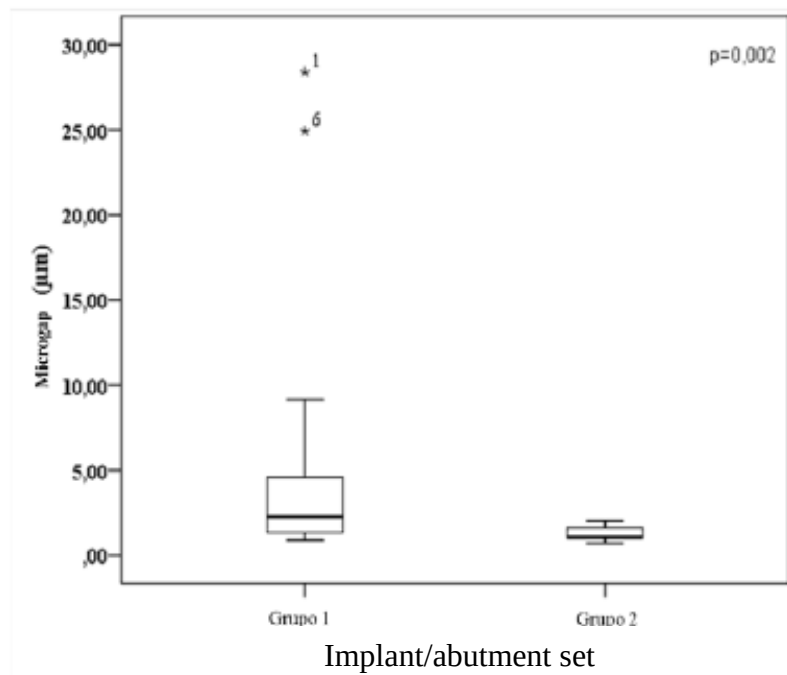


Figure 1: Graph, Boxplot type, showing a greater dispersion of values in group 1.

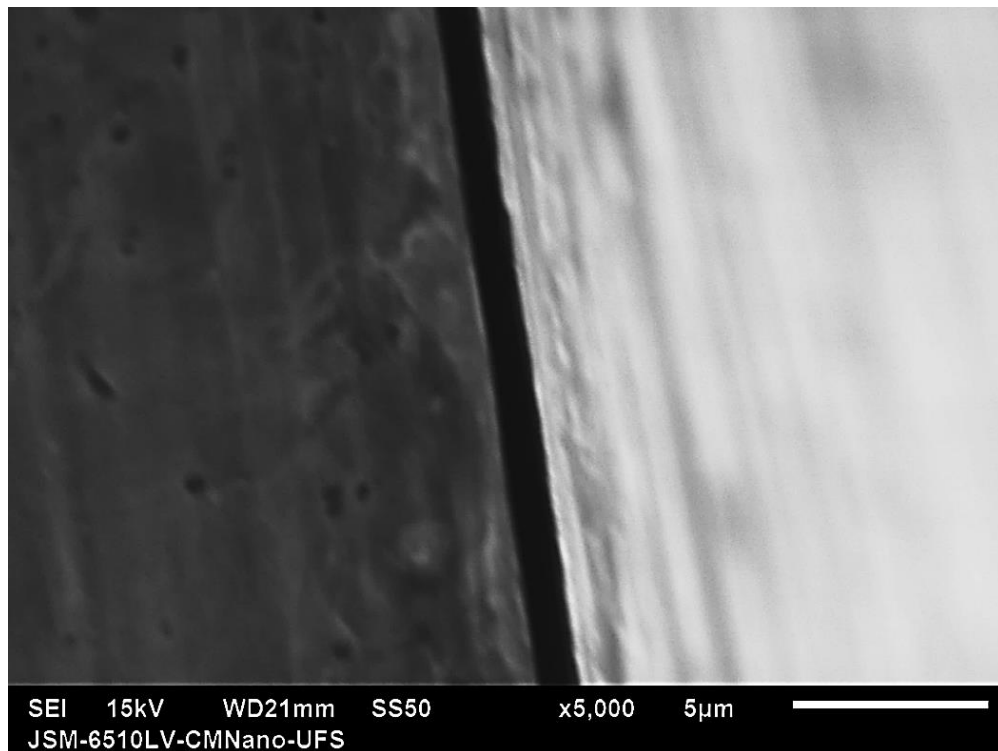


Figure 2: Microgap disclosure (SEM: 5.000x) on interface of implant and abutment connection

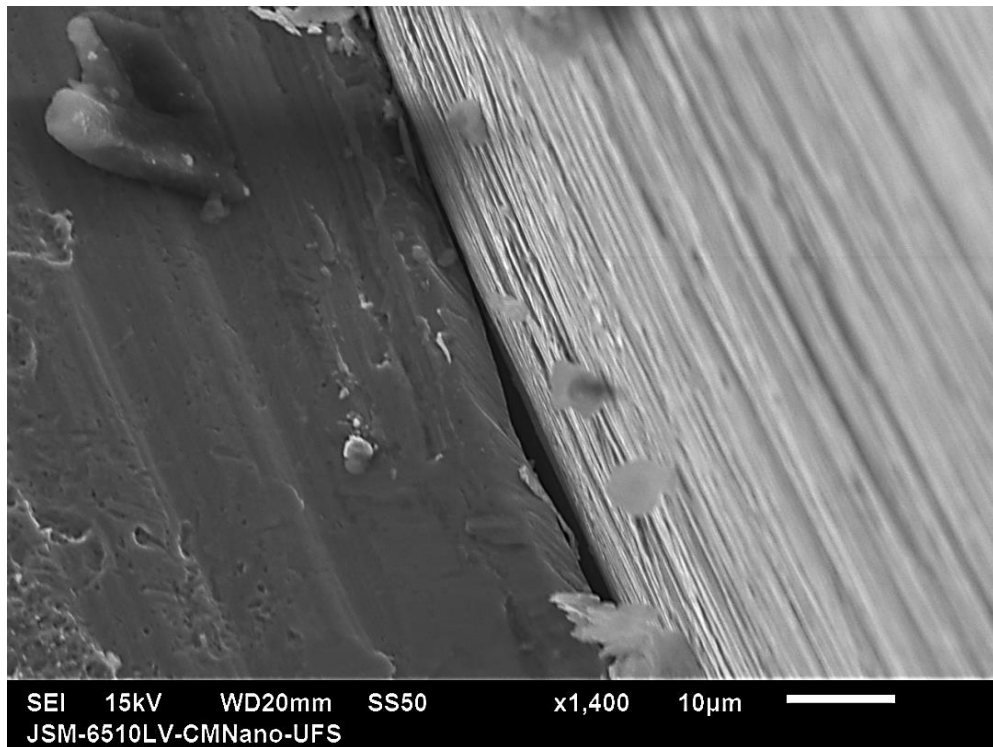


Figure 3: Imperfections observed SEM (1.400x) on external surface of dental implant platform