

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Ana Luiza Pinheiro Tannure

**PILARES DE ZIRCÔNIA CONFECCIONADOS COM A
TECNOLOGIA CAD/CAM DE DIFERENTES SISTEMAS:
avaliação da superfície do hexágono do implante, da
interface implante/pilar e do destorque**

Taubaté - SP
2016

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Ana Luiza Pinheiro Tannure

**PILARES DE ZIRCÔNIA CONFECCIONADOS COM A
TECNOLOGIA CAD/CAM DE DIFERENTES SISTEMAS:
avaliação da superfície do hexágono do implante, da
interface implante/pilar e do destorque**

Tese de Doutorado apresentada para obtenção do título de Doutor pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia, nível Doutorado, da Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Prótese dentária

Orientador: Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves

Co-orientador: Prof. Dr. Alfredo Gonçalves Cunha

Taubaté - SP
2016

Ficha catalográfica elaborada por
Liliane Castro – Bibliotecária CRB-8/6748

T167p Tannure, Ana Luiza Pinheiro

Pilares de zircônia confeccionados com a tecnologia CAD/CAM de diferentes sistemas: avaliação da superfície do hexágono do implante, da interface implante/pilar e do destorque / Ana Luiza Pinheiro Tannure. - 2014.
145f. : il.

Tese (doutorado) – Universidade de Taubaté, Departamento de Pós-graduação em Odontologia, 2016.

Orientação: Orientador: Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves; Co-orientador: Prof. Dr. Alfredo Gonçalves Cunha, Departamento de Pós-graduação em Odontologia.

1. Prótese implanto-suportada. 2. Zircônia. 3. CAD/CAM. 4. Desadaptação. 5. Interface. I. Título.

ANA LUIZA PINHEIRO TANNURE

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Ao meu filho Mathiello, pela compreensão e paciência nas minhas muitas ausências, e pela felicidade de tê-lo, razão maior da minha motivação na busca de novos horizontes na minha profissão.

Amo-o demais!

Agradecimentos Especiais

A **Deus**, por guiar sempre os meus passos, pela presença constante me conduzindo e me amparando em busca dos meus ideais.

À minha mãe **Luiza**,

pela compreensão nos meus momentos mais difíceis,

pelo amor incondicional,

pelas palavras que me impulsionam na hora certa,

pela fibra e coragem na condução de nossas vidas.

Obrigada por ser tão especial, por me ouvir e apoiar sempre.

Ao meu querido e inesquecível pai **Kalil**, pela grande figura humana que foi e pelo exemplo de honestidade e honradez.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, **Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves**, pelo elevado nível científico, pelos ensinamentos e orientação habilidosa, dando a segurança necessária ao desenvolvimento desta pesquisa, com dedicação, paciência e amizade. Minha gratidão pela contribuição e incentivo ao meu crescimento.

Ao **Prof. Dr. Alfredo Gonçalves Cunha**, meu co-orientador, coordenador do Laboratório de Plasma Térmico do Departamento de Física da UFES, pela competência e elevado espírito científico, orientando na metodologia e na execução de todo o trabalho, presente e disponível durante todos os momentos deste estudo. Meu eterno agradecimento pelo docente brilhante e pela pessoa humana que é.

À **Universidade Federal do Espírito Santo**, Departamento de Física, Laboratório de Plasma Térmico na pessoa de Alfredo Gonçalves Cunha, pela permissão para utilização do Laboratório, pela orientação, amizade e inestimável disponibilidade, orientando a utilização da microscopia eletrônica de varredura durante todo o estudo, os meus sinceros agradecimentos.

Ao **Professor Luís Antônio Borges Júnior** do Departamento de Química da Universidade Federal do Espírito Santo, pela permissão no uso do Laboratório e pela primorosa orientação no manuseio do Microscópio Óptico 3D, minha sincera gratidão e meu apreço.

À **Professora Simone Pereira Taguchi Borges** do Departamento de Química da Universidade Federal do Espírito Santo pela permissão na utilização do Laboratório, os meus agradecimentos.

À **Universidade Estadual Paulista de São José dos Campos** pela utilização do equipamento e auxílio na realização do ensaio mecânico.

Ao **Laboratório de Prótese Estética Padilha** pela fabricação dos pilares em

zircônia CAD/CAM Amann Girbach e **Laboratório Aliguiere** pela fabricação dos pilares Zirkozhan, num custo reduzido.

Ao **Prof. Ms. Ricardo Luiz Carvalho Gottardi**, pela orientação enquanto estudante, estagiária e profissional, que sempre me impulsionou a buscar o que há de melhor na Odontologia, obrigada pela contribuição e incentivo para o meu crescimento.

Ao **Prof. Dr. Jarbas Francisco Fernandes dos Santos** pelo desprendimento com me cedeu material didático quando precisei durante o curso, meus sinceros agradecimentos.

Aos **colegas do Laboratório de Física** da UFES pela compreensão e pelos momentos de renúncia à orientação do Professor Alfredo Gonçalves da Cunha, durando o período da minha pesquisa, obrigada pelo convívio e pela amizade construída neste período.

À **Márcia Ferraz**, auxiliar de biblioteca da UNITAU e **Genaide Gozzi de Lima**, bibliotecária da UFES, pela prontidão no atendimento às solicitações referentes ao levantamento da literatura, a minha gratidão e o meu apreço.

À **Adriana Pelógia** e **Sérgio Ricardo do Prado**, funcionários da Pós-Graduação pela atenção durante o curso.

À Empresa **Neodent**[®] pela doação de parte dos materiais necessários ao desenvolvimento da pesquisa.

Aos **colegas do Doutorado**, pelo convívio e amizade.

A todos os **professores do Programa de Doutorado da Universidade de Taubaté**, pela atenção recebida, meus agradecimentos.

Ao meu sobrinho **Christian Tannure Rambalducci** pela colaboração na tradução do resumo deste trabalho para o inglês.

O que fizermos apenas por nós, morrerá conosco, o que fizermos pelos outros e pelo mundo, permanecerá imortal.

Albert Pike

Tannure ALP. Pilares de zircônia confeccionados com a tecnologia CAD/CAM de diferentes sistemas: avaliação da superfície do hexágono do implante, da interface implante/pilar e do destorque [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2016. 145f.

RESUMO

Objetivo: Avaliar o desajuste vertical (gap) e discrepância horizontal (dh) na interface implante/pilares de zircônia (Zr) confeccionados por três sistemas CAD/CAM (Neodent Digital, Zirkonzahn e AmannGirrbach) e na interface implante de titânio/pilar de ZrTi confeccionado pela Neodent Digital, antes e após ciclagem mecânica. Também foi avaliada a superfície do hexágono do implante antes e após ciclagem mecânica e o destorque do parafuso do pilar pós-ciclagem. **Método:** Os grupos de estudo constituídos por oito amostras foram: implante/pilar de Zr AmannGirrbach (PZrAG), implante/pilar de Zr Neodent (PZrN), implante/pilar de Zr Zirkonzahn (PZrZ) e implante/pilar de Zr com infra-estrutura em Ti Neodent (PZrTiN). Pilares padronizados foram confeccionados a partir de três pilares idênticos fresados em cera, fixados sobre análogos e enviados para os laboratórios participantes do estudo. A análise da superfície, do gap e da dh foram realizadas em três amostras de cada grupo e o destorque em oito. Inicialmente, imagens da superfície dos hexágonos dos implantes foram obtidas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Em seguida, imagens das superfícies dos pilares foram obtidas com microscópio óptico 3D (MO 3D) e posteriormente, os pilares foram acoplados aos implantes com torque de 32,0N.cm. Subsequentemente, imagens das interfaces implante/pilar foram obtidas em MEV para posterior comparação com as imagens pós-ciclagem. Coroas de CrCo foram cimentadas nos pilares e os conjuntos (implante/pilar/coróa) submetidos à ciclagem com carga de 400N, frequência de 8,0 Hz, por um milhão de ciclos. Novas imagens da interface implante/pilar foram obtidas em MEV e realizadas as medições inicial e final do gap e a avaliação da dh. Em seguida, foi mensurado o destorque. Para a avaliação da superfície dos implantes, novas imagens foram obtidas em MEV e comparadas com a situação inicial. As alterações verificadas foram classificadas segundo os escores: ausência(0), leve(1), moderada(2), intensa(3). **Resultados:** Para o destorque(N.cm) nos grupos de Zr, o PZrZ apresentou o maior valor médio 23,12(2,7), seguido pelo PZrAG 19,57(4,3) e PZrN 19,43(1,9). O valor aferido para o grupo PZrTiN foi 21,0(2,5). Com relação às alterações de superfície, entre os grupos de Zr, a maior alteração foi observada no PZrZ 1,39(0,99) e a menor no PZrAG 0,64(0,62). O PZrTiN apresentou o seguinte valor: 0,53(0,56). Com relação ao gap, entre os grupos de Zr, o maior valor médio foi evidenciado no PZrAG 5,19(2,07) μ m e o menor no PZrN 3,21(1,47) μ m. O grupo PZrTiN 1,48(1,04) μ m apresentou valor inferior ao grupo PZrN. Entre os pilares de Zr, o maior valor de dh foi observado no PZrAG 49,98(9,06) μ m e o menor no PZrZ 31,53(32,33) μ m. O PZrTiN não apresentou dh. **Conclusões:** Com relação ao destorque, não foi observada diferença significativa entre os grupos de zircônia, assim como entre os grupos da Neodent (Zr e ZrTi). Entre os pilares de Zr, as maiores alterações de superfície do hexágono foram observadas no grupo PZrZ e entre os pilares fresados pela Neodent (Zr e ZrTi) no PZrN. Foi observado que as alterações de superfície mantiveram relação com a forma do hexágono fresado no pilar. Quanto ao gap, entre os pilares de Zr, não foi observada diferença significativa entre os grupos; entre os pilares da Neodent (Zr e ZrTi), antes e pós ciclagem, diferença significativa foi observada entre os dois

grupos, apenas antes da ciclagem; quando avaliado o gap de cada grupo antes e após a ciclagem mecânica, só o PZrZ mostrou diferença significativa. Os grupos PZrAG e PZrZ apresentaram maiores valores de gap pré-ciclagem quando considerados por face e na situação pós-ciclagem os pilares sofreram inclinação sobre o implante. Com relação à dh, quando considerados os grupos em Zr, o menor valor médio foi verificado no PZrZ e o PZrN apresentou maior regularidade entre os quatro lados observados. Todos os pilares de Zr apresentaram discrepância horizontal, alternando graus diferentes de sobre-contorno numa mesma amostra.

Palavras-chaves: Prótese implanto-suportada; Zircônia; CAD/CAM; Desadaptação; Interface.

Tannure ALP. Zirconia abutments made of CAD / CAM technology in different systems: evaluation of the surface of the implant hexagon, the implant / abutment interface and detorque [Thesis]. Taubaté: University of Taubaté, Department of Dentistry, 2016. 145f.

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the vertical misfit (gap) and horizontal discrepancy (dh) in the zirconium (Zr) implant-abutment interface manufactured by three CAD/CAM systems (Neodent Digital, Zirkonzahn® and AmannGirrbach®) and the ZrTi implant-abutment manufactured by Neodent, before and after cyclic loading. The surface of the titanium (Ti) hexagon implant was also evaluated before and after cyclic loading as well as the torque loss of the abutment screw post loading. **Method:** The study groups made up of 8 samples were as follows: Zr AmannGirrbach (PZrAG) implant-abutment, Zr Neodent (PZrN) implant-abutment, Zr Zirkonzahn (PZrZ) implant-abutment and Zr implant-abutment with Ti Neodent (PZrTiN) infrastructure. Standard-made abutments were manufactured from three identical abutments milled in wax, fixed on analogs and sent to the participant laboratories. The analysis of the surface, the gap and the dh were performed on three samples from each group and the torque loss was performed on eight samples. Initially, images of the surface of the hexagon implant were obtained by Scanning Electron Microscope (SEM). Then, images from the abutment surfaces were obtained from optical microscope 3D (MO 3D), followed by the tightening of the abutments to the implants with torque of 32.0N.cm. Subsequently, images of the implant-abutment interfaces were obtained from the SEM for comparison with the post loading images. CrCo crowns were cemented on the abutments and the combination (implant/abutment/crown) was submitted to cyclic loading with a load of 400N, frequency of 8.0Hz, for one million cycles. New images of the implant-abutment interface were obtained from the SEM, and initial and final gap measurements were done with evaluation of the dh. The torque loss was measured. For the evaluation of the surface of the implants, new images were obtained from the SEM and compared with the initial situation. The observed changes were classified according to the following categories: none (0), mild (1), moderate (2), intense (3). **Results:** In relation to the torque loss (N.cm) in the groups of Zr, the PZrZ showed the highest average of 23.12(2.7), followed by the PZrAG of 19.57(4.3) and the PZrN of 19.43(1.9). The measured value for the PZrTiN was 21.0(2.5). In regards to the surface alterations among the Zr groups, the highest change was observed in the PZrZ of 1.39(0.99) and the lowest change in the PZrAG of 0.64(0.62). The PZrTiN group presented the following value: 0.53(0.56). In regards to the gap among the Zr groups, the highest average value was evidenced in the PZrAG of 5.19(2.07) μm and the lowest in the PZrN of 3.21(1.47) μm . The PZrTiN group of 1.48(1.04) μm showed an inferior value compared to the PZrN group. Among the Zr abutments, the highest horizontal discrepancy value was observed in the PZrAG of 49.98(9.06) and the lowest value was observed in the PZrZ of 31.53(32.33) μm . The PZrTiN did not present dh. **Conclusions:** Regarding torque loss, significant differences were not observed among the zirconium groups, as well as among the Neodent groups (Zr and ZrTi). Among the Zr abutments, the largest hexagon surface alterations were observed in the PZrZ group and among the abutments milled by Neodent (Zr and ZrTi) in the PZrN. It was observed that surface changes showed that a relationship is maintained with the shape of the hexagon milled in the abutment. As to the gap among the Zr abutments, no significant

difference was noted among the groups; between the Neodent abutments (Zr and ZrTi), before and after cyclic loading significant difference between the two groups was observed only before cyclic loading. When evaluated the gap of each group before and after cyclic loading, only the PZrZ showed significant difference. The groups PZrAG, and the PZrZ showed the highest pre-cycling gap when considered by face-value and in the post loading situation, the abutments suffered inclinations over the implant. As to dh when considering the Zr groups, the lowest average value was found in the PZrZ, and the PZrN showed highest regularity among the four sides observed. All Zr abutments showed horizontal discrepancy alternating different levels of over-contour in the same sample.

Keywords: Implant-supported prosthesis; Zirconia; CAD/CAM; Marginal adaptation; Interface.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Delineamento experimental	61
Figura 2 - Grupos experimentais	62
Figura 3 - Pinos para fixação de transferentes e implantes fixados em base de microscópio adaptada	63
Figura 4 - Matrizes de PVC preenchidas com resina cristal	64
Figura 5 - Inserção dos implantes na resina	64
Figura 6 - Implante fixado na resina cristal	65
Figura 7 - Pilares fresados em cera para pré-molar superior	65
Figura 8 - Identificação dos lados do implante	69
Figura 9 - Imagem de um dos lados do hexágono do implante (60x)	70
Figura 10 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do PZrN pilar Neodent Zr (imagens A e C: aumento de 50x e B e D: aumento de 150x)	71
Figura 11 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar Zirkonzhan imagens A e C com aumento de 50x e B e D com aumento de 150x)	72
Figura 12 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar AmannGirrbach (imagens A e C com aumento de 50x e B e D com aumento de 150x)	72
Figura 13 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar Zr/Ti da Neodent (imagens A e C com aumento de 50x e B e D com aumento de 150x)	73
Figura 14 - Imagens do implante, axial (A) e lateral(B) com ampliação de 50X e em ângulo de 30°(C e D) com ampliação de 150x e 50x, respectivamente	73
Figura 15 - Implante/pilar fixados em morsa de bancada	74
Figura 16 - Aplicação do torque	74
Figura 17 - Metalização das amostras	75
Figura 18 - Amostras posicionadas no porta-amostras do MEV	76
Figura 19 - Visão geral da amostra em MEV com aumento de 19x	77
Figura 20 - Visão da amostra em MEV com aumento de 150x	77

Figura 21 - Tomada com 300x de ampliação	78
Figura 22 - Tomada com 1000x de ampliação	79
Figura 23 - Tomada com 3000x de ampliação	79
Figura 24 - Vista da amostra numa magnificação de 20x posicionada para verificação da discrepância horizontal	80
Figura 25 - Vista numa magnificação de 200x mostrando mensuração da discrepância horizontal	80
Figura 26 - Pilares de zircônia sobre os análogos	81
Figura 27 - Pilar de zircônia sobre o análogo com a coroa em cera em posição	82
Figura 28 - Coroas em cera	82
Figura 29 - Coroa em Cr-Co em posição sobre o pilar	83
Figura 30 - Fechamento dos orifícios do pilar	84
Figura 31 - Bolinha de isopor no interior da coroa	84
Figura 32 - Amostras com a linha de coincidência pilar/coróa	85
Figura 33 - Dispositivo adaptado para aplicação de pressão sobre o conjunto implante/pilar	86
Figura 34 - Ensaio mecânico	87
Figura 35 – Imagem (60x) evidenciando riscos no topo do hexágono (esquerda) e amassamento na quina superior do hexágono (direita)	89
Figura 36 - Imagem (60x) evidenciando desgaste na quina do hexágono (seta preta), riscos na face do hexágono (seta verde), alterações na topo do hexágono (seta laranja), alterações na base do hexágono (seta azul) e desgaste na quina superior do hexágono (seta branca)	89
Figura 37 - Valores de destorque dos quatro grupos estudados	92
Figura 38 - Superfícies do hexágono	96
Figura 39 - Valores médios (desvio-padrão) das alterações de superfície individuais, nos grupos estudados	96
Figura 40 - Imagem de desgaste na quina do implante em uma amostra do grupo PZrN	97
Figura 41 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrAG	99

Figura 42 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrN	99
Figura 43 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrZ	99
Figura 44 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrTiN	99
Figura 45 - Amassamento da quina superior do hexágono, em uma amostra do grupo PZrZ	100
Figura 46 - Imagens de amostra do grupo PZrN a esquerda e PZr/TiN a direita, onde é possível verificar áreas da quina superior do hexágono com graus diferentes de avaria	102
Figura 47 - Imagem de amostra do grupo PZrN evidenciando riscos na face do hexágono	103
Figura 48 - Imagens das amostras dos grupos PZrN (a esquerda) e PZrTiN (a direita) evidenciando riscos na face do hexágono	104
Figura 49 - Imagem de uma amostra do grupo PZrN apresentando alterações na base do hexágono	105
Figura 50 - Imagem de uma amostra do grupo PZrN evidenciando riscos no topo do hexágono	107
Figura 51 - Manchas acinzentadas no pilar (150x)	110
Figura 52 - Valores médios (desvio-padrão) das alterações de superfície nos grupos estudados	111
Figura 53 - Imagem da interface implante/pilar (gap) obtida em MEV 1000x	114
Figura 54 - Gap médio das amostras dos 4 grupos estudados, antes e pós-ciclagem	114
Figura 55 - Gap em amostra dos grupos PZrAG (A), PZrZ (B), PZrN (C) e PZrTiN (D)	120
Figura 56 - Média da discrepância horizontal para os quatro grupos estudados	122
Figura 57 - Imagens de uma amostra do grupo PZrAG mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)	124
Figura 58 - Imagens de uma amostra do grupo PZrN mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)	124
Figura 59 - Imagens de uma amostra do grupo PZrZ mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)	125

Figura 60 - Imagens de uma amostra do grupo PZrTiN mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)	125
Figura 61 - Imagem de uma fratura na margem do pilar observada pós-ciclagem em uma amostra do grupo PZrZ (200x)	128
Figura 62 - Gráfico com os valores dos gaps, destorque e alterações de superfície para os quatro grupos analisados	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Torque, médias (desvio-padrão) de destorque (N.cm) e porcentagem de redução dos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	93
Tabela 2 - Torque, médias (desvio-padrão) de destorque (N.cm) e porcentagem de redução dos grupos PZrN e PZrTiN	93
Tabela 3 - Avaliação do parâmetro desgaste na quina do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	98
Tabela 4 - Comparação do parâmetro desgaste na quina do hexágono entre os grupos PZrN e PTiN	98
Tabela 5 - Avaliação do parâmetro amassamento na quina superior do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	101
Tabela 6 - Comparação do parâmetro amassamento das rebarbas do hexágono entre os grupos PZrN e PTiN	101
Tabela 7 - Avaliação do parâmetro riscos na face do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	103
Tabela 8 - Avaliação do parâmetro riscos na face do hexágono nos grupos PZrN e PTiN	104
Tabela 9 - Avaliação do parâmetro alterações na base do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	105
Tabela 10 - Avaliação do parâmetro alterações na base do hexágono nos grupos PZrN e PZrTiN	106
Tabela 11 - Avaliação do parâmetro riscos no topo do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZRZ	107
Tabela 12 - Avaliação do parâmetro riscos no topo do hexágono nos grupos PZrN e PZrTiN	108
Tabela 13 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrAG antes e depois da ciclagem mecânica	115
Tabela 14 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrTiN antes e depois da ciclagem mecânica	115
Tabela 15 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZRZ antes e depois da ciclagem mecânica	116
Tabela 16 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrN antes e depois da ciclagem mecânica	116

Tabela 17 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ antes da ciclagem mecânica	117
Tabela 18 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ após a ciclagem mecânica	117
Tabela 19 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , entre os grupos PZrN e PZrTiN antes da ciclagem mecânica	117
Tabela 20 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , entre os grupos PZrN e PZrTiN depois da ciclagem mecânica	118
Tabela 21 - Avaliação da discrepância horizontal entre implante/pilar nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ	123
Tabela 22 - Avaliação da discrepância horizontal entre os grupos PZrN e PZrTiN	123

LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SIGLAS

acm	antes da ciclagem mecânica
Al	Alumina
cp	comercialmente puro
CrCo	Cromo Cobalto
CT	Tomografia Computadorizada
DCL	diamond like carbon coated
dcm	depois da ciclagem mecânica
dh	Discrepância horizontal
DP	Desvio-Padrão
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
LAL	Limulus Amebocyte Lysate
MAD/CAM	<i>Manual-aided design/Computer-assisted manufacturing</i>
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MO	Microscópio Óptico
PF	Prótese Fixa
PICF	Fluido Clevicular Peri-Implantar
PZrAG	Pilar de zircônia Amann Girrbach
PZrN	Pilar de zircônia Neodent
PZrTiN	Pilar de zircônia e titânio Neodent
PZrZ	Pilar de zircônia Zirkonzhan
TBD	<i>toluidine blue dye</i>
Ti	Titânio
Y-TZP	<i>Ytria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline</i>
Zr	Zircônia
ZrTi	Zircônia Titânio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	25
3 PROPOSIÇÃO	60
4 METODOLOGIA	61
4.1 Conjunto Amostral	61
4.2 Delineamento experimental.....	61
4.3 Grupos experimentais	61
4.4 Inclusão dos implantes em resina cristal.....	63
4.5 Obtenção dos pilares padrão fresados	65
4.6 Obtenção dos pilares em Zr pelo Sistema Neodent Digital.....	66
4.7 Obtenção dos pilares em ZrTi pelo Sistema Neodent Digital.....	66
4.8 Obtenção dos pilares em Zr pelo Sistema Zirkozahn/Laboratório Aliguire ..	67
4.9 Obtenção dos Pilares em Zr pelo sistema AmannGirrbach/Laboratório Padilha Estética Dental	68
4.10 Identificação dos lados dos implantes.....	69
4.11 Obtenção de imagens em MEV para avaliação inicial da superfície do hexágono do implante	70
4.12 Obtenção de imagens dos hexágonos fresados nos pilares em Microscópio Óptico 3D (MO 3D).....	71
4.13 Adaptação dos pilares protéticos e torque inicial	74
4.14 Metalização das amostras.....	75
4.15 Obtenção das imagens em MEV para mensuração na interface implante/pilar: gap e discrepância horizontal.....	75
4.16 Obtenção da parte coronária.....	81
4.17 Cimentação das coroas.....	83
4.18 Ensaio Mecânico	86
4.19 Mensuração do desajuste vertical (gap) e da discrepância horizontal (dh) ...	87
4.20 Avaliação do destorque.....	87
4.21 Análise da superfície do hexágono do implante.....	88
4.22 Análise Estatística	90
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	91
5.1 Destorque	91
5.2 Alterações na superfície do hexágono do implante	95
5.2.1 Desgaste na quina do hexágono.....	97
5.2.2 Amassamento da quina superior do hexágono	100
5.2.3 Riscos na face do hexágono	102
5.2.4 Alterações na base do hexágono.....	105
5.2.5 Riscos no topo do hexágono.....	106
5.3 Interface Implante/Pilar: Desajuste Vertical (gap) e Discrepância Horizontal (dh).....	112
5.3.1 Desajuste Vertical (gap).....	112
5.3.2 Discrepância Horizontal (dh)	122
6 CONCLUSÕES	130
REFERÊNCIAS	132
ANEXOS	137

1 INTRODUÇÃO

O material comumente utilizado para a fabricação dos implantes dentários e dos componentes necessários para a confecção da prótese é o titânio. Entretanto, por fatores como espessura do tecido mole, defeitos ósseos e retração gengival, pode ser observado, por translucidez, a exposição de um halo azulado através dos tecidos moles (Glaser et al., 2004), comprometendo a estética da reabilitação. Com base nesta questão e na linguagem atual da odontologia, a qual visa também a excelência estética, restaurações livres de metal (*metal-free*) vêm sendo cada vez mais propostas, impulsionando a busca por materiais que reproduzam com naturalidade a função, a textura, a cor e a forma das estruturas dentárias perdidas (Barbosa, 2010). Neste caminho, os sistemas cerâmicos à base de zircônia estabilizada pelo óxido de ítrio (Y-TZP) têm sido amplamente estudados por apresentarem alta resistência, estética favorável e biocompatibilidade (Luthardt et al., 2002; Sundh & Sjogren, 2004; Holst et al., 2005).

Além do fator estético e resistência do material, uma questão importante para o sucesso das restaurações protéticas implanto-suportadas, é a adequada adaptação implante/pilar. Se a mesma não ocorrer, pode ocorrer aumento da tensão nos componentes protéticos, implantes e osso periimplantar (White, 1994), afrouxamento ou fratura do parafuso (Binon, 1996) e acúmulo de bactérias dando origem a inflamação dos tecidos que compõe a região de periimplante (Quirynen & Van Steenberghe, 1993; Quirynen et al., 1994).

Embora a zircônia atenda as necessidades estéticas necessárias as reabilitações bucais, seu elevado índice de dureza ou rigidez, aproximadamente dez vezes superior ao do titânio comercialmente puro grau quatro (Anderson et al., 2003;

Klotz et al., 2011), pode provocar desgaste do hexágono do implante, com consequente desajuste da interface (Yuzugullu et al., 2008; Koltz et al., 2011) e aumento do gap.

Diversos sistemas de implantes desenvolveram pilares de zircônia com diferentes tipos de conexões protéticas (cone morse, hexágono externo e interno), para diferentes tamanhos de plataforma. Embora esses pilares pré-fabricados sejam uniformes, padronizados e fáceis de usar (Park et al., 2013), se a posição ou angulação do implante não for apropriada ou se a altura do tecido mole circunvizinho for insuficiente, muitas vezes, seu uso fica impossibilitado. Esses pilares, confeccionados com zircônia totalmente sinterizada, podem ser personalizados por desgaste ou acréscimo. Quando o desgaste é necessário, ele é realizado com pontas diamantadas em alta rotação, o que pode gerar trincas no interior da cerâmica, as quais embora não sejam visíveis clinicamente, reduzem a longevidade das restaurações (Mesquita et al., 2013).

Um dos fatores que tem tornado possível o uso da zircônia nos implantes dentários é o sistema CAD/CAM, que foi introduzido na odontologia no final da década de setenta e início de década de oitenta. O termo CAD/CAM é um acrônimo das palavras *Computer aided Design* e *Computer aided Manufacturing* que, em livre tradução, significam "desenho e fabricação guiados por computador", respectivamente.

O sistema CAD é composto por um *scanner* que faz a varredura das estruturas a serem copiadas, em boca ou em modelo de gesso, um computador com um software que recebe os dados e gera uma imagem tridimensional das estruturas escaneadas. O software, adicionalmente, permite que o operador do sistema faça o desenho virtual dos elementos necessários a reabilitação protética, reconfigurando

forma e função com extrema acuidade e precisão. A partir deste desenho guia, é possível evoluir para o desenho virtual final de coroas totais, *inlays*, *onlays*, facetas, pilares personalizados, pontes fixas, *copings* e infraestruturas de pontes, entre outras.

O sistema CAM produz, por meio de uma fresadora e da impressão digital em 3D sobre diferentes materiais, a reabilitação desejada. Para isso podem ser usados blocos de cerâmica feldspática, zircônia, dissilicato de lítio, titânio, cromo-cobalto e resinas para próteses temporárias, dependendo da estrutura a ser fresada e seu objetivo. Portanto, o sistema CAD/CAM interliga *scanner*, software e fresadora para alcançar o objetivo final da reabilitação do paciente (www.inpn.com.br/Materia/Index/1166).

A tecnologia CAD/CAM permite a configuração de um pilar com desenho personalizado para cada caso, possibilitando ao clínico controlar o perfil de emergência, essencial para a estética em longo prazo e, algumas vezes, compensar a posição do implante em relação à discrepâncias no arco (Kerstein et al., 2000; Wu et al., 2010). Somado a isto, essa tecnologia elimina potenciais imprecisões dimensionais inerentes ao enceramento e fundição, o que conduz a precisa reprodução do desenho protético projetado (Priest, 2005).

Atualmente, três tipos de zircônia estão disponíveis para o sistema CAD/CAM. Uma zircônia densa (zircônia virgem) completamente sinterizada para fresagem direta por CAD/CAM e outros dois tipos que necessitam sinterização pós-fresagem para obtenção de um produto final com resistência adequada. O símbolo Zr será utilizado no decorrer deste trabalho para definir o ZrO_2 (dióxido de zircônio) comumente chamado de zircônia.

Embora na zircônia virgem não ocorra alteração dimensional como resultado da contração de sinterização, ela pode danificar os instrumentos e sofrer rachaduras durante a fresagem. Desta forma, os sistemas de fresagem, quase sempre, utilizam a zircônia pré-sinterizada, uma vez que sua manipulação é mais fácil, além do que, as trincas geradas durante o processo de fresagem são eliminadas após a sinterização. Durante a sinterização a zircônia é submetida a queima em forno específico, onde suas partículas se organizam e aproximam (Mesquita et al., 2013) determinando contração de vinte a 25%. Dessa forma, os pilares confeccionados com a zircônia pré-sinterizada são fresados com dimensão superior a dimensão final para compensar essa contração (Oh et al., 2010).

A tecnologia CAD/CAM pode ser empregada para implantes dentais com conexão interna e externa. Pilares com conexão interna podem ser confeccionados em uma única peça feita em zircônia ou em duas peças, zircônia e metal (Sailer et al., 2009). Os com conexão externa, em geral, são confeccionados em uma única peça, permitindo que a zircônia fique em contato direto com o topo do implante.

Embora existam disponíveis na literatura estudos sobre a precisão de adaptação de pilares confeccionados com a tecnologia CAD/CAM e sua estabilidade sob carga cíclica, evidenciou-se uma lacuna relacionada a influência do sistema CAD/CAM no ajuste implante/pilar, no destorque e no desgaste do hexágono do implante.

Desta forma, o propósito deste estudo foi comparar, em conjuntos implante de titânio/pilares de Zr confeccionados por três diferentes sistemas CAD/CAM (Neoshape/Neodent, Zirkonzahn® e AmannGirrbach®) e implante titânio/pilar de ZrTi confeccionados pela Neodent o desajuste vertical e discrepância horizontal da

interface implante/pilar, o desgaste da superfície do hexágono do implante antes e após carga cíclica e avaliar o valor de destorque após carga cíclica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Jorneus et al. (1992) estudaram, in vivo e por meio de cálculo das forças oclusais máximas, a estabilidade do parafuso de fixação de restaurações individuais implanto-suportadas. Mensuração da força oclusal e de parâmetros geométricos foi utilizada para determinar a capacidade de retenção necessária na junção parafusada. Diferentes desenhos de parafusos foram avaliados em situações de laboratoriais e os resultados foram comparados com situações clínicas. Um parafuso de liga de ouro de cabeça plana e alto torque de apertamento (35N.cm) produziu os melhores resultados.

Breending et al. (1993) compararam a quantidade de torque requerido para afrouxar o parafuso de três diferentes combinações implante/pilares (com e sem aplicação selante adesivo - Ceka Bond), após aplicação de força (6kgf) durante movimentos intra-orais que simularam dois períodos de tempo: um e seis meses. Não houve redução significativa no torque requerido para o afrouxamento do parafuso após os dois períodos de tempo quando utilizados os sistemas Calcitek Omnilock (conexão interna octogonal) e o Stryker Minimatic (conexão externa hexagonal). Entretanto, quando usado o sistema Core-Vent Bio-Vent (conexão interna hexagonal) foi evidenciada redução significativa do torque de afrouxamento no período de um mês e a aplicação do selante nas roscas do parafuso de fixação, aumentou a quantidade de torque necessária para o afrouxamento.

Quirynten & Van Steenberghe (1993) examinando, com auxílio de microscopia de contraste de fase diferencial, a parte apical de dois parafusos de pilares após três meses de instalação em nove pacientes, observaram que todos abrigavam

quantidade significativa de células bacterianas. Segundo os autores, a origem da contaminação seria a infiltração na interface implante/pilar.

Dixon et al. (1995) examinaram os micro-movimentos e o torque necessário para afrouxar os parafusos de pilares em combinações implante/pilar retas e anguladas, parafusadas, de três diferentes fabricantes. As amostras foram submetidas a movimentos horizontais de compressão, numa inclinação de 25°, por um período simulado de um mês. Foram observados movimentos do complexo coroa/pilar durante a aplicação da força. A quantidade de torque necessário para afrouxar o parafuso do pilar, antes e após o teste, também foi registrada e os resultados não evidenciaram diferença significativa entre os pilares retos e angulados.

Binon (1996) avaliou a influência do ângulo de rotação implante/pilar na estabilidade dos parafusos dos intermediários. Foram selecionados dez implantes (3,75mm de diâmetro) de diferentes fabricantes de acordo com a medida do hexágono externo (0,1055; 0,1060; 0,1070; 0,1075 polegadas). Coroas de 8,0mm de altura e diâmetro máximo de 8,0mm foram enceradas sobre os pilares UCLA e fundidas com liga nobre de ouro, prata e paládio. As coroas foram fixadas sobre os implantes com parafuso de titânio e torque de 20N.cm. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada com auxílio de um medidor específico para determinar o tamanho do hexágono. Os conjuntos implante/pilar foram submetidos à ciclagem mecânica com carga de 133N e frequência de 1150ciclo/min. As amostras foram submetidas a um milhão de ciclos ou até a detecção de falha. Após este primeiro ensaio os parafusos receberam novo torque de 30N.cm e foram novamente submetidos ao ensaio cíclico. Os resultados evidenciaram que com torque de 20N.cm, os pilares com ângulo de rotação entre 3° e 7° apresentaram a primeira

falha com 357,162 ciclos. Já os pilares com ângulos rotacionais menores que $0,5^\circ$ suportaram um milhão de ciclos. Com torque de 30N.cm, as falhas também ocorreram primeiro nos pilares com ângulo de rotação maior e três amostras com ângulo menor que $0,5^\circ$ suportaram cinco milhões de ciclos sem falhas. Para o autor, há correlação direta entre o ângulo de rotação pilar/implante e o afrouxamento dos parafusos e as junções parafusadas podem ser mais resistentes ao afrouxamento pela eliminação do desajuste rotacional.

Para Jansen et al. (1997), nos sistemas de implantes de dois estágios, quase sempre, são observados gaps e cavidades na interface implante/pilar, os quais podem atuar como nichos para bactérias que desencadeiam reação inflamatória nos tecidos moles periimplantares. Os autores avaliaram a infiltração de *E. coli* na interface implante/pilar de treze diferentes combinações implante/pilar ($n=10$), de nove sistemas de implantes (Astra[®], Ankylos[®], Bonifit[®] com pilar cônico, Bonifit[®] com pilar Octa, Branemark[®], Calcitek[®], Frialit-2[®], Ha-Ti[®] com base de coroa, Ha-Ti[®] com poste telescópico, IMZ[®] com TIE[®], IMZ[®] com IMC-Insert[®] e Semados[®]). A interface dos três primeiros sistemas é cônica, do Ha-Ti[®] com base de coroa, é plana e cônica na parte interna, e a dos demais é plana. A largura do gap marginal entre os componentes pré-fabricados, medida em MEV, foi menor que $10\mu\text{m}$ para todos os sistemas estudados.

Byrne et al. (1998) avaliaram a adaptação de pilares pré-fabricados, fundidos e sobre fundidos, aos implantes em dois locais: na interface implante/pilar e no local de assentamento do parafuso na rosca. Seis combinações de pilares e implantes foram estudadas ($n=5$): 1) pilares CeraOne (NobelPharma) com implante Nobel Biocare; 2) pilares STR (3i) unidos a implantes 3i; 3) pilares UCLA calcináveis 3i unidos a implantes 3i e sujeitos a ciclos de cocção de porcelana; 4) pilares UCLA

calcináveis (NobelPharma) unidos a implantes Nobel Biocare e sujeitos a ciclos de cocção de porcelana; 5) pilares pré-fabricados UCLA sobre-fundidos em liga de ouro-paládio e sujeitos a ciclos de cocção de porcelana (e mais tarde unidos a implantes 3i) e pilares UCLA pré-fabricados unidos a implantes 3i. Os resultados mostraram valores variando de 36 a 86 μ m para o desajuste vertical, sendo os valores mais altos verificados nos grupos fundidos. Para o desajuste horizontal o grupo 1 apresentou os maiores valores e o grupo 2 os menores, sendo este resultado em forma de sub-contorno. Os grupos que utilizaram pilares pré-fabricados e foram submetidos ao ciclo de porcelana apresentaram boa adaptação, o que mostra que o processo de aplicação de porcelana não interferiu na adaptação dos componentes. Segundo os autores, os desajustes provavelmente se devam a fundição e ao acabamento das superfícies. Quanto ao assentamento dos parafusos, o maior contato entre o parafuso e sua plataforma de assentamento foi verificado nos grupos pré-fabricados. A adaptação dos pilares aos implantes foi melhor e a quantidade de contato foi superior para os conjuntos com pilares pré-fabricados e sobre fundidos do que para os pilares calcináveis.

Esposito et al. (1998) realizaram uma revisão da literatura sobre os fatores associados à perda de implantes dentais. A revisão identificou os seguintes fatores associados a falhas biológicas dos implantes: estado de saúde do paciente, tabagismo, qualidade óssea, enxerto ósseo, radioterapia, parafunção, experiência do operador, grau de trauma cirúrgico, contaminação bacteriana, falta de antibiótico no pré-operatório, carga imediata, procedimento não submerso, número de implantes suportando a prótese, características da superfície do implante e desenho. Excesso de trauma cirúrgico em associação com pobre capacidade de reparo, uso de carga precoce e infecção são susceptíveis de serem as causas mais comuns de perda de

implantes. Infecção crônica marginal e sobrecarga associada às características do hospedeiro são os principais agentes etiológicos das falhas tardias. Quando trata de periimplantite, os sistemas de implante de dois estágios tem mostrado infiltração bacteriana na junção implante/pilar. Além disto, parece que as propriedades da superfície do implante (rugosidade e tipo de revestimento) influenciam o padrão de falha.

Orsini et al. (2000) removeram um bloco ósseo de uma pessoa que, cinco meses antes de seu falecimento, havia recebido dois implantes osseointegrados com interface plana. Um gap de um a 5µm estava presente entre o implante e o cicatrizador e este espaço preenchido por bactérias que estavam também presentes na porção mais apical da parte oca do implante. Na análise histológica foi constatado infiltrado inflamatório nos tecidos conjuntivos periimplantares adjacentes a junção implante/cicatrizador. Para os autores, os espaços entre todos os componentes dos implantes (implante, pilar e cicatrizador) podem atuar como reservatórios de bactérias que causam inflamação dos tecidos moles perimplantares.

Hoyer et al. (2001) investigaram a fadiga de parafusos de pilares tipo UCLA em restaurações sobre implantes de diâmetro convencional e de maior diâmetro. Cinco implantes de 3,75x15mm e cinco de 6,0x15mm foram usados no estudo. Dez infraestruturas foram confeccionadas, cinco unitárias tipo UCLA com cilindro hexagonal de 3,75mm e cinco com cilindro hexagonal de 6,0mm. Duas interfaces dos pilares foram aliviadas com broca esférica ¼. Para o implante de 3,75mm foi usado um parafuso central de pilar Gold Tite fixado com torque de 32N.cm e para o de 6,0mm foi usado um pilar de titânio fixado com torque de 25 N.cm. As infraestruturas foram submetidas a carga dinâmica (10Hz) com 120(10)N.cm.

Medidores de tensão de líquidos metálicos foram usados para medir a abertura da junção em intervalos de 10^3 , 10^4 , 10^5 e 5×10^5 ciclos. A interface implante/pilar das amostras de 3,75mm e 6,0mm com implante HE evidenciaram gaps após carga dinâmica e o alívio da interface dos pilares reduziu significativamente a vida útil do parafuso do pilar.

Cibirka et al. (2001) avaliaram, após teste de fadiga, os valores de destorque de pilares parafusados sobre implante quando as dimensões entre o hexágono externo do implante e hexágono interno do pilar foi alterada ou a forma hexagonal externa do implante foi eliminada. Foram formados três grupos (n=10): grupo R implantes com plataforma regular (3,75mm), hexágono com 2,7mm de diâmetro e 0,633mm de altura; grupo M: implantes com plataforma regular, hexágono externo modificado para 2,663mm de diâmetro e altura de 0,608mm; grupo C: implantes de plataforma regular, hexágono externo removido formando uma estrutura circular de 2,668mm de diâmetro e 0,668mm de altura. Trinta pilares fresados Procera com plataforma de carga em 25° foram fixados aos implantes com parafuso de pilar Unigrip e torque de 32N.cm. Marcas verticais feitas na interface implante/pilar permitiram avaliação do deslocamento longitudinal. Uma máquina induziu carga dinâmica entre vinte e 200N por 5.000.000 ciclos, ou seja, o equivalente a cinco anos do implante em função. Exames macroscópicos e radiográficos das amostras foram realizados. Os parafusos dos pilares foram removidos e o valor de destorque registrado. Nenhum afrouxamento do pilar ou deslocamento longitudinal da interface implante/pilar foi notado. O exame radiográfico não evidenciou curvatura ou deslocamento do parafuso. A média do valor de destorque para R, M e C foi 14,40(1,84)N.cm, 14,70(1,89) N.cm e 16,40(2,17) N.cm, respectivamente. Diferença significativa foi verificada somente entre R e C. Segundo os autores, aumentando a

altura vertical ou o grau de tolerância de adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, ou eliminar completamente o hexágono externo do implante não produz efeito significativo no valor de destorque do parafuso do pilar após 5.000.000 ciclos (cinco anos em função).

Siamos et al. (2002) avaliaram se a variação do valor de pré-carga no complexo implante/pilar afeta o afrouxamento do parafuso, sob condições de carregamento simulado. Parafusos de pilar foram fixados com torque de 25, 30, 35 e 40N.cm. Um grupo de amostras foi deixado em repouso durante três horas após o torque e então realizado o torque de afrouxamento. Outro grupo foi retorqueado após dez minutos, com o mesmo valor inicial e em seguida deixado repousar durante três horas antes das amostras serem afrouxadas. Nas amostras submetidas a carga, os pilares foram fixados, retorqueados após dez minutos e carga aplicada três horas antes do afrouxamento. Carga cíclica foi aplicada diretamente aos pilares, com valores entre uma e 26 libras. Após análise dos resultados, os autores recomendaram: o retorque do parafuso do pilar dez minutos após a aplicação do torque inicial deve ser rotineiramente executado; o aumento do valor de torque para parafusos de pilares acima de 30N.cm pode reduzir o afrouxamento do parafuso, sendo benéfico para a estabilidade implante/pilar.

Brodbeck (2003) recomendando a utilização de um pilar cerâmico com infraestrutura em metal (ZiReal Post) para obtenção de melhor resultado estético, devido a coloração e ao perfil de emergência personalizado; descreveu o desgaste do hexágono de um implante com conexão externa com junta de topo sob carga, com um pilar todo de alumina cerâmica, e relatou que o desgaste resultou de micro-movimentos que ocorreram devido ao afrouxamento do parafuso do pilar. Uma micrografia, com uma ampliação 35x, de um implante novo com hexágono externo e

o mesmo implante sob carga com pilar de alumina cerâmica e com um pilar de titânio foi realizada. O desgaste do implante, com o pilar de alumina cerâmica, foi claramente observado, as quinas dos hexágonos foram arredondadas e o topo do hexágono alterou para uma forma de anel. A quantidade de desgaste não foi avaliada.

Segundo Strub et al. (2006) os sistemas CAD/CAM são compostos por três componentes funcionais básicos: 1 - escaneamento ou captura dos dados para obtenção das informações bucais e para conduzir este processo há diferentes sistemas comercializados (captura intraoral ou captura de duplicação anatômica) usualmente utilizando um método de escaneamento a laser; 2 - CAD para o design geométrico da restauração, sendo que estes sistemas tem algumas funções para alterar a geometria da restauração; 3 - CAM para a manufatura da restauração. Os sistemas CAM usam informação assistida por computador para dar forma ao objeto físico, usando métodos de subtração (que remove material de um bloco inicial para obter a forma desejada) ou usando métodos aditivos, usadas na prototipagem rápida, crescentemente utilizada na tecnologia oral CAD/CAM.

Vigolo et al. (2006) avaliaram a precisão de adaptação na interface de pilares Procera de titânio, zircônia e alumina com conexão hexagonal para restaurações unitárias. Pilares Procera CAD/CAM foram fabricados com titânio comercialmente puro, zircônia e alumina (n=20). A liberdade rotacional dos pilares foi avaliada para detectar a precisão de adaptação dos mesmos no topo do hexágono do implante. Os grupos titânio e zircônia não apresentaram diferença significativa, mas ambos evidenciaram menor média de liberdade rotacional que o grupo alumina. Segundo os autores, a desadaptação dos pilares Procera no hexágono do implante pode implicar no afrouxamento da junção parafusada. Todos os tipos de pilares Procera

mostraram menos que três graus de liberdade rotacional na situação em que o pilar foi conectado ao implante com conexão de hexágono externo.

Broggini et al. (2006) compararam a distribuição e densidade das células inflamatórias nas áreas circunvizinhas ao implante quando a interface implante/pilar estava em uma posição cristal, sub-cristal ou supra-cristal. Em todos os casos ocorreu inflamação periimplantar com padrão similar. Na interface sub-cristal foi observada maior densidade de neutrófilos do que na supra-cristal e o acúmulo de células inflamatórias abaixo da crista óssea foi significativamente correlacionada com a perda óssea. Segundo os autores, a interface implante/pilar determina a intensidade e localização do acúmulo de células inflamatórias periimplantares, um componente que contribui, em potencial, para a perda óssea alveolar associada ao implante.

Kano et al. (2006) avaliaram o efeito dos procedimentos de fundição no afrouxamento do parafuso em pilares tipo UCLA. Compararam o valor de destorque em pilares de titânio pré-fabricados e pilares tipo UCLA fundidos em implantes HE. Quatro grupos (n=12) foram avaliados: 1) pilares de titânio pré-fabricados; 2) pilares pré-fabricados em paládio submetidos a sobre-fundição; 3) pilares calcináveis fundidos com níquel-cromo e 4) pilares calcináveis fundidos com cromo-cobalto. Cada pilar foi fixado ao implante com torque de 30 N.cm e submetidos ao destorque 3 vezes. A média de perda do torque foi registrada como porcentagem do torque aplicado. A média do valor de destorque para os grupos foi: 1) 92,3(2,9)%; 2) 81,6(5,0)%; 3) 86,4(4,6)% e 4) 84,0(7,0)%. Pilares pré-fabricados evidenciaram valores de destorque significativamente maiores que os fundidos e nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos fundidos. Para os autores, os

procedimentos de fundição diminuem a percentagem do torque aplicado que podem influenciar na estabilidade final da junção parafusada.

Kano et al. (2007) propuseram um sistema de classificação baseada no gap horizontal e vertical na interface implante/pilar e compararam a interface implante/pilar de quatro grupos: implantes HE/pilares de titânio pré-fabricados, implantes HE/pilares pré-fabricados de paládio sobre fundidos com liga de paládio, implantes HE/pilares calcináveis fundidos com liga de níquel/cromo, e implantes HE/pilares calcináveis fundidos com liga de cromo/cobalto. A análise do gap horizontal e vertical foi efetuada em oito localizações da interface implante/pilar, usando microscópio óptico com magnificação de 150x. Com relação à desadaptação vertical, não foi observada diferença entre os grupos. A interface implante/pilar de titânio pré-fabricado evidenciou a pior adaptação horizontal e as interfaces implante/pilar pré-fabricados fundidos apresentaram desadaptação horizontal maior que a interface implante/pilar fundido de NiCr. No sistema de classificação proposto, 23% de todos os locais medidos na interface implante/pilar apresentaram relacionamento ideal, 34% evidenciaram somente discrepância horizontal, 4% somente discrepância vertical e 39% discrepância horizontal e vertical.

Kanno et al. (2007) investigaram a topografia, microdureza e precisão de adaptação em pilares de zircônia Y-TZP pré-fabricados, antes e após o processo de sinterização. Dez pilares de zircônia foram fresados e divididos aleatoriamente em dois grupos: pré e pós-sinterização. Após a rugosidade de superfície ter sido mensurada, todos pilares foram conectados a análogos de implantes incluídos em resinas e seccionados no sentido longitudinal. Em ambos os lados das amostras seccionadas foram avaliadas a microdureza e a distância mínima entre o implante e a superfície do pilar. A rugosidade de superfície após sinterização foi

significativamente maior que antes da mesma. O valor da microdureza após sinterização foi inferior ao valor observado antes da sinterização. A distância total entre implante e pilar, antes e após sinterização não apresentou diferença significativa. O contato entre implante/pilar foi mais evidenciado no topo da área do implante. Segundo os autores, o processo de sinterização não afetou a precisão de adaptação.

Canullo (2007) avaliou o desempenho clínico de pilares de zircônia personalizados. A adaptação marginal dos pilares no implante foi mensurada e a resposta gengival monitorada. Vinte e cinco pacientes participaram do estudo. Pilares compostos de núcleo de titânio e zircônia personalizados foram preparados e o gap implante/pilar foi medido em imagens obtidas em MEV. Os pilares foram parafusados no implante e restaurados com coroas totais cerâmicas. Índice de placa e gengival foram registrados em intervalos de seis meses, por 36 a 44 meses. A análise no MEV mostrou gap marginal de $10,161(0,7)\mu\text{m}$, horizontalmente e $4,783(0,67)\mu\text{m}$, verticalmente. Não foram observados fratura ou afrouxamento dos parafusos dos pilares no período de acompanhamento clínico. Considerando os índices periodontais, não houve diferença estatisticamente significativa quando os locais dos implantes e dentes vizinhos foram comparados entre o momento inicial e final do estudo. Tanto o índice gengival quanto o índice de placa indicaram condições de tecido mole saudáveis nos dentes vizinhos e implantes.

Garine et al. (2007) mensuraram a desadaptação rotacional e o gap implante/pilar cerâmico. Foram obtidas as dimensões dos hexágonos do implante e pilar para verificar a desadaptação entre ambos e correlacionar a dimensão do gap com a desadaptação rotacional de cinco combinações implante/pilar. Foram usados vinte implantes HE novos (n=10 para Nobel Biocare; n=10 para Biomet,3i) e

cinquenta pilares (n=10, Procera Zr, Procera Al, Pilar cerâmico estético, ZiReal GingiHue Post Zr, Pilares com rotação Zero.) As superfícies reunidas de todos implantes e pilares foram registradas com o MEV antes e após a mensuração da desadaptação rotacional. As distâncias entre as quinas e o centro do hexágono do implante e pilar foram calculadas pelas coordenadas x e y, mensuradas em microscópio. A diferença dimensional entre o hexágono do pilar e do implante foi calculada e correlacionada com a desadaptação rotacional que foi registrada usando um codificador óptico de precisão. Cada pilar foi girado vezes vezes/sessão no sentido horário e anti-horário. Com relação a desadaptação rotacional os grupos de pilares foram significativamente diferentes entre si, exceto o Procera Zr e o Estético Cerâmico. Não foi observada correlação entre a média de gap implante/pilar e a desadaptação rotacional. Segundo os autores, defeitos decorrentes da fresagem dos hexágonos foram encontrados em todos os implantes e pilares testados. Pilares inteiramente cerâmico, sem colar metálico, mostraram maior desadaptação rotacional do que os com colar metálico.

Kunii et al. (2007) avaliaram o efeito da sinterização pós fresagem na adaptação marginal e interna de infraestruturas CAD/CAM fabricadas em zircônia. Copings de coroa unitária (A: pilar), infraestruturas de próteses fixas de três elementos (APA, P: pântico), de quatro elementos (APPA) e de cinco elementos (A1P1A2P2A3) foram fabricadas com zircônia em estágio natural não sinterizada, usando sistema CAD/CAM comercial (Katana®, Noritake Dental Supply Cop. Ltd., Aichi, Japan). Os copings e as infraestruturas foram cimentadas nos seus respectivos pilares dos modelos mestre e a espessura da camada do cimento foi medida em pontos específicos. Os elementos foram fresados de forma a serem 21% maiores que os dos modelos de gesso, considerando a contração de sinterização.

Segundo os autores, devido a grande contração que ocorre durante o tratamento térmico pós-fresagem, é necessário corrigir as alterações dimensionais que ocorrem nas infraestruturas. Os autores observaram que a adaptação marginal e interna das infraestruturas APA e APPA estava dentro dos valores aceitos clinicamente. Entretanto, o gap marginal e a espessura da camada do cimento na superfície axial do lado do pântico das infraestruturas APA e APPA se mostraram ligeiramente superiores as do lado não pântico. O gap marginal da infraestrutura A1P1A2P2A3 foi superior ao das infraestruturas APA e APPA.

Coelho et al. (2007) desenvolveram um técnica para avaliar o gap implante/pilar de sistemas de implante de hexágono externo. Seis implantes (HE, Conexão Sistemas de Implantes) e respectivos pilares foram unidos com torque de 20N.cm. Os implantes foram incluídos em resina epóxi com o longo eixo do implante, perpendicular ao eixo vertical e em cada um deles foi realizado um desgaste paralelo ao longo eixo, em seis intervalos de distância. Mensurações do gap implante/pilar foram registradas em cada intervalo. Micrografias ao longo da secção do implante mostraram uma região de envolvimento de aproximadamente de 300µm de extensão na região implante/pilar. Todos os implantes apresentaram comunicação entre as regiões internas e externas através de gaps na área da conexão e impreciso alinhamento implante/pilar. A média do gap não foi significativamente diferente entre os implantes. Foi observado valores de gap implante/pilar abaixo de 10µm, na extensão de 0 a 250µm na parte mais interna do raio da região de acoplamento implante/pilar e os valores aumentaram significativamente a partir de 250µm para a parte mais externa da região de acoplamento implante/pilar.

Welander et al. (2008) analisaram a barreira de tecido mole formada em relação a pilares de diferentes materiais. Inicialmente foram extraídos os pré-molares inferiores e os primeiros, segundos e terceiros pré-molares superiores de seis cães labradores. Após três meses, quatro implantes (Osteopeed 4,5x 9,0mm, AstraTech Dental, Molndal, Speed) foram colocados na região pré-molar inferior e os pilares de cicatrização foram conectados. Depois de um mês, os pilares de cicatrização foram desconectados e quatro novos pilares foram colocados em ordem aleatória. Dois dos pilares foram feitos de titânio (Ti) e os demais em ZrO₂ ou liga de AuPt. Um programa de controle de biofilme foi realizado por cinco meses. Três meses após a cirurgia, o procedimento de instalação do implante e a subsequente mudança de pilar foram repetidos na região contralateral mandibular. Dois meses após, os cães foram eutanasiados e biópsias contendo o implante, o tecido mole e duros periimplantares foram preparados para análise histológica. O tecido mole nos pilares de Ti e ZrO₂ permaneceu estável entre dois e cinco meses de cicatrização, entretanto, no pilar de liga AuPt foi observado deslocamento apical da barreira epitelial e do osso marginal. Além disto, numa extensão de 80µm de largura, o tecido conectivo lateral ao pilar de liga de AuPt continha baixas quantidades de colágeno e fibroblastos e maior número de leucócitos do que na zona de tecido conectivo correspondente aos pilares feitos de Ti e ZrO₂. De acordo com os autores, a cicatrização do tecido mole em contato com pilares de Ti e ZrO₂ é diferente daquela dos pilares de liga AuPt.

Vigolo et al. (2008) avaliaram a precisão de adaptação da interface implante/pilar UCLA pré-fabricado em ouro e implante/pilar de titânio CAD/CAM em conexões tipo HE e HI. O estudo compreendeu quatro grupos (n=15): implante/pilar UCLA pré-fabricado em ouro e conexão HI, implante/pilar CAD/CAM em titânio e

conexão HI; implante/pilar UCLA pré-fabricado em ouro e conexão HE, implante/pilar CAD/CAM e conexão HE. A liberdade rotacional de todos os pilares foi mensurada para verificar a precisão de adaptação do pilar no topo da plataforma do implante. Mensurações da liberdade rotacional foram comparadas entre os grupos e diferença significativa não foi observada entre eles. Ambos tipos de pilares, pré-fabricado em ouro e CAD/CAM em titânio mostraram um (1) grau de liberdade rotacional em conexões HE e HI.

Barbosa et al. (2008) correlacionaram o nível de desajuste vertical pilar/implante com a perda de torque aplicado (destorque). Utilizaram como modelo uma matriz metálica com cinco implantes HE e plataforma regular. Sobre a matriz foram enceradas quatro infraestruturas com pilares UCLA e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. O desajuste vertical foi analisado em microscópio óptico comparador após torque de 20N.cm. O valor do destorque, avaliado com torquímetro digital, foi calculado em porcentagem do valor do torque inicial (100%). Não foi observada correlação estatisticamente significante entre os valores de desajuste e as porcentagens de perda de torque. Segundo os autores, valores altos de desajuste vertical não necessariamente implicam em grande perda de torque.

Yuzugullu & Avci (2008) avaliaram a interface implante/pilar de titânio, alumina e zircônia após carga dinâmica. Quinze pilares de óxido de alumina, óxido de zircônio e titânio foram manufacturados pelo Sistema Procera, conectados a implantes com plataforma regular (MKIII, Nobel Biocare AB) e fixados em um plano inclinado de 30°. Carga dinâmica compressiva (47.250 ciclos) entre 20 e 200N, 1Hz, foi aplicada na área de contato padrão, de copings cimentados nos pilares. A mensuração do gap na interface implante/pilar das superfícies labial, palatina, mesial e distal de cada amostra foi avaliada em MEV antes e após o experimento. Fratura

do coping, do pilar ou afrouxamento/fratura do parafuso do pilar, não foram detectados em qualquer amostra durante o teste. Após a aplicação da carga, o pilar de titânio do grupo controle, revelou aumento do gap de 3,42(2,27) para 4,46(2,83) μm e dos outros grupos, uma redução; o de zircônia de 2,70 (1,01) para 1,45(0,48) μm e o de alumina de 3,47(1,69) para 1,82(0,26) μm , no lado palatino. A média dos valores mensurados nos diferentes locais das amostras dentro e entre cada grupo de pilar foi similar. Os autores concluíram que devido aos valores de gap na interface implante/pilar após carga dinâmica, serem comparáveis entre os grupos, pilares cerâmicos podem suportar cargas funcionais da mesma forma que os pilares de titânio convencionais.

Theoharidou et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática (1990 a 2006) dos estudos sobre a incidência de afrouxamento de parafuso de pilar, em restaurações unitárias sobre implantes com diferentes geometrias de conexão implante/pilar. Vinte e sete estudos foram selecionados. O grupo de conexão externa compreendeu 12 estudos com 586 restaurações implanto-retidas unitárias e período de acompanhamento que variou de três a cinco anos. O percentual estimado de restaurações unitárias implanto-retidas isentas de complicações após três anos, foi de 97,3%. O grupo de conexão interna compreendeu 15 estudos com 1.113 restaurações para implante unitário com média de acompanhamento de três a dez anos. O percentual estimado de restaurações unitárias após três anos, livres de complicação foi de 97,6%. Os resultados mostram que o afrouxamento de parafuso de pilar é um raro evento em restaurações unitárias, independente da geometria da conexão implante/pilar, desde que as características anti-rotacionais e torque apropriados sejam empregados.

Sailer et al. (2009) compararam a resistência à fratura de pilares de Zr com conexão interna e externa. Foram constituídos quatro grupos com n=20: A - pilar Straumann Cares no implante Straumann; B - pilar Procera no implante Branemark, C - Pilar Procera no implante Replace/Nobel e D - Pilar Zirabut SynOcta no implante Straumann. Os pilares foram fixados em seus respectivos implantes da seguinte forma: no grupo A, internamente com auxílio de um pilar secundário; no grupo B externamente de forma direta; no grupo C, com acoplamento metálico (duas peças) e no grupo D, internamente (uma peça). Em cada grupo, dez amostras não foram restauradas e dez receberam coroas, sendo em seguida submetidas a carga estática até ocorrer fratura. O valor de resistência à fratura das amostras foi submetido a análise estatística. Os grupos com restauração não mostraram valores diferentes daqueles sem restauração. O tipo de conexão influenciou de forma significativa a resistência dos pilares de zircônia. Resistência superior foi alcançada por meio de conexão interna via componente metálico secundário.

Karl & Kelly (2009) estudaram a influência da frequência de carga na falha do implante sob condições de fadiga cíclica. Um total de 66 implantes foram montados em diferentes materiais de base (acrílico, epóxi com fibra de vidro e alumínio) e submetidos até 106 ciclos pela ISO 14801 (20N de 420-500N), com frequência de dois e 30Hz. As superfícies fraturadas foram, posteriormente, examinadas em MEV. O número de falhas diferiu significativamente entre os implantes com dois e 30Hz. A magnitude da tensão era independente da frequência. Taxas de deformação foram altamente relacionadas com a frequência. As superfícies de fratura eram indistinguíveis com dois e 30Hz. As falhas foram significativamente mais frequentes com dois do que em 30Hz e o material de base e magnitude do carregamento teve

pouca influência. Os resultados evidenciaram que as falhas ocorrem mais em baixas frequências.

Baixe et al. (2010) avaliaram o gap entre implantes de titânio e diferentes pilares de zircônia. Quatro sistemas foram avaliados (n=5): Procera zircônia (Nobel Biocare) (Nb), Cercon Balance Anterior (Dentsply Friadent)(Ba), Zir Design (Astratech)(Zd), e Straumann Cares ceramic (Straumann)(Ca). As amostras foram incluídas em epóxi, seccionadas no sentido do longo eixo e polidas. Observações no MEV foram feitas nos primeiros 100 μ m do gap em cada lado e a média de gap observada foi de 0,89(1,67) μ m. Foi observada diferença significativa entre a média do gap dos 4 sistemas testados: Ba=0,38(28) μ m; Zd=0,55(0,23) μ m; Nb=1,83(3,21) μ m; Ca=0,90(0,59) μ m. A média de gap nos primeiros microns da região mais externa (1,66 μ m) foi significativamente maior do que a média da região interna (0,56 μ m) e em todos os sistemas estudados foi menor que 2 μ m. Para cada sistema, o gap diminuiu rapidamente a partir da região exterior para o interior. A diferença média foi maior para sistemas de conexão plano a plano em comparação com sistemas de conexão interna com interface cônica. Estes resultados demonstram gaps menores em comparação com os descritos na literatura para pilares de titânio. A precisa adaptação destes pilares poderia conduzir a um melhor comportamento biológico e biomecânico.

Oh et al. (2010) compararam o comportamento da sinterização linear de blocos de zircônia pré-sinterizada de várias densidades. Os blocos Kavo Everest ZS (Kavo, Biberach, Germany) foram usados como grupo controle. Os blocos dos grupos experimentais foram fabricados a partir de pó de zircônia comercial tetragonal estabilizada com ítrio [KZ-3YF(SD) Type A, KCM. Corporation, Nagoya, Japan]. A resistência flexural biaxial, microdureza e microestrutura dos blocos de

zircônia sinterizados foram investigadas. A contração linear de sinterização dos blocos foi calculada e os grupos comparados. Apesar das diferentes densidades da zircônia quando pré-sinterizada, os blocos sinterizados do grupo controle e dos grupos experimentais mostraram propriedades mecânicas semelhantes. No entanto, os blocos sinterizados apresentaram taxa de contração diferente dependendo da densidade da zircônia pré-sinterizada. Quanto maior a densidade da zircônia, menor a contração de sinterização linear. Nos blocos experimentais, as três secções de cada bloco mostraram contração linear diferente, dependendo da área. A parte superior dos blocos evidenciou a menor contração de sinterização linear e a inferior, a maior. A diferença de densidade da zircônia pré-sinterizada não afetou as propriedades mecânicas dos blocos sinterizados, mas afetou a contração de sinterização linear.

Aloise et al. (2010) compararam a frequência de infiltração bacteriana ao longo da interface implante-pilar de dois sistemas de implante Cone-Morse, com diferentes formas de acoplamento: por batidas (Bicon) ou parafusado (Ankilos). Vinte conjuntos implante/pilar foram usados (n=10). A parte interna dos conjuntos foi inoculada com 0,1µl de *S. Sanguinis* II (ATCC 10557) e mantidas encubadas em anaerobiose por 14 dias, em autoclave a 37°C. A frequência de infiltração bacteriana na interface implante/pilar para os dois sistemas de implante foi de 20%, não havendo diferença estatística entre eles.

Nakamura et al. (2010) realizaram uma revisão sistemática acerca de pilares dentais de zircônia sob vários aspectos. Os artigos foram divididos em quatro grupos: 1) estudos sobre as propriedades mecânicas dos pilares de zircônia, 2) estudos sobre tecidos moles periimplantares, 3) estudos sobre o acúmulo de biofilme dental na zircônia e 4) estudos sobre a sobrevivência de pilares de zircônia.

A busca inicial resultou em 380 artigos. Para os grupos de um a quatro; 11, quatro, sete e três artigos satisfizeram os critérios de inclusão e exclusão, respectivamente. A avaliação dos artigos selecionados mostrou que os pilares de zircônia são confiáveis na região anterior sob o ponto de vista biológico e mecânico. Além disso, os pilares de zircônia podem representar um material de superfície menos adequado para a retenção de biofilme em comparação com o titânio. Três estudos de acompanhamento clínico, indicaram que os pilares de zircônia podem funcionar sem fraturas e lesões periimplantares. Com base na literatura revisada, a zircônia tem potencial para ser usada como um material de pilar dentário, embora alguns problemas devam ser melhor estudados.

Apicelia et al. (2010) avaliaram a adaptação de diferentes pilares conectados a implantes com conexão cônica (Astra Tech). A avaliação interna foi realizada com radiografia e com MEV e a concordância entre radiografia e microscopia foi também avaliada. Foram utilizados 72 implantes (Osseospeed, Astra Tech) divididos em seis grupos (n=12): 1 - pilares de Ti padrão (Astra tech), 2 - pilares de Zr padrão (Astra tech), 3 - pilares de Zr CAD/CAM (Adva Zr pilar, GC, TóquioJapan), 4 - pilares de titânio CAD/CAM (Atlantis, Astra tech), 5 - pilares CAD/CAM de Ti jateados com ouro (GoldHue, Atlantis Astra tech), 6 - pilares de Zr CAD/CAM (Atlantis Astra tech). Os sistemas Adva e Atlantis escanearam as interfaces dos implantes e posteriormente o pilar foi fresado pelo sistema CAM da Astra Tech. No fim da fase de fresagem, os pilares CAD/CAM tinham forma similar aos pilares padrão. Dois avaliadores independentes analisaram as imagens de acordo com três escores: perfeita adaptação, adaptação incompleta e clara evidência de falta de adaptação. Todas as amostras mostraram adaptação precisa em todas as interfaces testadas e nenhum gap foi observado radiograficamente. Nenhuma diferença significativa foi encontrada.

Escores radiográficos e avaliações por MEV apresentaram concordância. Segundo os autores, os pilares CAD/CAM Adva e Atlantis mostraram adaptação nos implantes Astra Tech comparável aos pilares padrão em titânio e zircônia.

Beuer et al. (2010) compararam a precisão de adaptação de subestruturas fresadas a partir de blocos de zircônia semi-sinterizada, fabricados com dois tipos de conceito de fabricação - CAD/CAM Cercon®Brain e Sistema Compartis Integrado. Próteses fixas de três elementos (PF) foram fabricadas para modelos-padrão (n=10). Após cimentação, as PF foram incluídas e seccionadas. Quatro secções foram feitas em cada pilar e a adaptação marginal e interna foi avaliada em microscópio óptico. A média de dimensão do gap marginal para os sistemas Brain e Compartis foi de 56,0 (34,5) μm e 51,7(45,2) μm , respectivamente. A média do gap interno foi de 62,8(37,5) μm a 164,6(33,4) μm , dependendo do local de mensuração e conceito de fabricação. O gap marginal e a adaptação interna não foram significativamente diferentes para ambos os sistemas, sugerindo que a precisão dos dois é satisfatória para uso clínico.

Karatasli et al. (2011) analisaram a adaptação marginal de diferentes copings fabricados com auxílio das tecnologias CAD/CAM e MAD/CAM. Os grupos, Celay e Zirkozahn foram fabricados com auxílio do sistema MAD/CAM e os grupos Lava e DC-Zirconcom CAD/CAM. Copings de metal fundido foram usados como controle. Um pilar incluído em um bloco octogonal de resina foi usado para preparar os copings. Dezesesseis pontos foram marcados em cada amostra e as mensurações realizadas em estereomicroscópio. O tamanho dos gaps foram: Lava 24,6(14,0) μm < Celay 64,9(25,2) μm < DC-Zircon 110,1(36,5) μm < Zirkozahn 112,1(22,6) μm < Metal 120,1(33,1) μm . De acordo com os autores, o uso do sistema CAD/CAM ou MAD/CAM pode não ser o fator mais importante para adaptação marginal.

Klotz et al. (2011) realizaram uma simulação clínica com carga cíclica para determinar se o desgaste da superfície interna de um implante de titânio era maior após conexão de um pilar de zircônia ou de um pilar de titânio. Dois implantes receberam pilares de zircônia e dois pilares de titânio. Os implantes foram fixados em quatro discos de resina epóxi preparados para receber implantes de conexão interna. As amostras foram submetidas à carga cíclica fora do eixo, por 1.000.000 ciclos em seis estágios: 25.000, 25.000 (um segundo tempo), 50.000, 150.000, 250.000 e 500.000 ciclos. Nos intervalos, os pilares foram removidos, fotografados e examinados em MEV e novamente fixados aos implantes para testes posteriores. As imagens das partículas de titânio dos implantes transferidas para os pilares foram observadas em MEV e quantificadas usando um software de análise de imagem. Foi observado mais desgaste associado com os pilares de zircônia, mas o mesmo apresentou redução significativa após 250.000 ciclos. Os implantes com pilares de zircônia apresentam maior razão inicial de desgaste e desgaste total do que implantes com pilares de titânio após carga cíclica. A quantidade de titânio transferida e observada no pilar de zircônia aumentou com o número de ciclos, mas pareceu ser auto-limitante.

Sumi et al. (2012) estudaram as características de dois sistemas de conexão interna buscando diferenças estruturais entre os mesmos. Os sistemas de conexão selecionados para o estudo (n=12) foram: conexão cônica (Astra Tech) e conexão trilobada (Replace Select). Dentro de cada sistema, metade dos implantes foi conectada a pilares CAD/CAM de titânio e a outra metade a pilares CAD/CAM de zircônia. Após a fixação do pilar ao implante, cada conjunto foi incluído em resina epóxi e seccionado. Metade das amostras foi avaliada em MEV e as seções horizontais e sagitais foram utilizadas para análise da adaptação implante/pilar. As

outras doze amostras foram avaliadas em microscópio óptico. A interface implante/pilar do sistema Astra Tech não apresentou gap horizontal e sagital com uso dos pilares de titânio e de zircônia, entretanto, em ambos, o primeiro contato implante/pilar foi abaixo do topo do implante o que criava um gap. Para o Replace Select, a análise em MEV mostrou que a adaptação implante/pilar de titânio e implante/pilar de zircônia diferiam. Pareciam selados na parte plana da conexão, entretanto, o deslocamento do pilar em relação ao implante na direção lateral era evidente para ambos os pilares, criando um gap invertido que poderia facilitar o acúmulo bacteriano e a alteração da distribuição de estresse na interface implante/pilar.

Cunha et al. (2012) compararam o gap vertical do pilar Procera em zircônia fixado em implantes do mesmo fabricante (Nobel Biocare) e em outros dois sistemas de implantes, todos com hexágono externo. Vinte e quatro pilares de zircônia foram produzidos com tecnologia CAD/CAM e pareados com três grupos de implantes(n=8): Grupo GNB - MK Lii RP 4,1 x 10mm implantes (Nobel Biocare), Grupo ES - Implantes Tryon 4,1 x 10mm (Sin®) e Grupo EC - MasterScrew 4,1 x 10mm (Conexão®). A comparação da desadaptação vertical na interface implante/pilar foi realizada em seis pontos de cada amostra usando microscopia eletrônica de varredura (MEV) com aumento de 408x. O valor de desadaptação foi 5,7(0,39) μ m, 9,53 (0,52) μ m, 10,62 (2,16) μ m, respectivamente para aos grupos GNB, ES e EC. A associação de pilares de zircônia Procera com sistemas de implantes de fabricantes diferentes resultou em alterações significantes no desajuste vertical na interface implante/pilar.

Diez et al. (2012) analisaram a influência da cobertura de diamante/carbono (DLC) em parafusos de titânio para fixação dos pilares; na interface implante/pilar e

valores de destorque, em conexões de hexágono interno (HI) e hexágono externo (HE). Trinta e seis implantes foram divididos em quatro grupos (n=9) de acordo com o tipo de conexão HE ou HI e o tipo de parafuso de pilar (hexágono externo com parafusos com cobertura DLC; hexágono interno com parafusos com cobertura DLC; hexágono externo com parafusos convencionais de titânio; hexágono interno com parafusos convencionais de titânio). Os implantes foram colocados em blocos de resina epóxi e coroas metálicas fundidas foram parafusadas aos implantes. A interface implante/pilar foi medida antes (VG1; gap vertical antes da ciclagem) e após (VG2, gap vertical pós ciclagem) carga cíclica. O valor do torque de remoção foi registrado. Nos grupos com parafuso de titânio, houve aumento da interface de VG1 para VG2, enquanto nos grupos com parafusos com cobertura DLC, a área de interface foi reduzida. Somente no grupo HI com parafusos convencionais de titânio, a área de interface implante/pilar evidenciou diferença significativa entre VG1 e VG2. Para os autores, a área de interface (gap vertical) nos grupos com conexão HE foi maior que a dos grupos com conexão HI, independente do tipo de parafuso usado. Os valores de afrouxamento de parafuso reduziram em todos os grupos após carga cíclica. Nenhuma correlação entre a área de interface (gap vertical) e valor de afrouxamento do parafuso foi verificado e a cobertura de DLC nos parafusos dos pilares, não resultaram em redução significativa na área de interface implante/pilar.

Gotfredsen & Wiskott (2012) em uma revisão de literatura sobre o conhecimento atual sobre conexão de implante a pilares, métodos de fixação para reconstruções implanto-suportadas e número de implantes para próteses fixas ou overdentures relataram que o afrouxamento de pilares parafusados foi a complicação técnica mais frequente e que o tipo de conexão influencia a incidência do afrouxamento de parafuso. Adicionalmente, afirmaram que o afrouxamento de

parafuso é mais comum quando utilizado o sistema de conexão externa para ambos tipos de materiais: zircônia e titânio. Segundo os autores, para minimizar a incidência de afrouxamento de parafuso é recomendado que o aperto do parafuso de retenção seja realizado com o torque recomendado pelo fabricante e que pilar zircônia/implante e pilar de zircônia com reforço de metal não devem ser recomendados para a região posterior.

Stimmelmayer et al. (2012) determinaram e mediram o desgaste da interface entre implante de titânio/pilar de zircônia de uma peça e implante de titânio/pilar de titânio. Seis implantes com conexão interna foram incluídos perpendicularmente em um bloco de resina epóxi. Três pilares de zircônia e três de titânio personalizados foram fabricados. A interface destes implantes e dos pilares correspondentes foram examinadas em microscópio e micrografias do MEV. Os implantes e pilares foram também escaneados por Tomografia Microcomputadorizada-3D (CT). Os pilares após conectados aos implantes, foram submetidos a carga cíclica (1.200.000 ciclos, 100N). Posteriormente, todas as amostras foram desparafusadas e os implantes e pilares novamente avaliados com auxílio de CT e MEV. Fratura dos pilares e afrouxamento do parafuso não foi observado durante carga cíclica. Após carga cíclica, os implantes de titânio mostraram maior desgaste (10,2 μ m) da interface do implante quando conectados a pilares de zircônia de uma peça do que quando conectados aos pilares de titânio (0,7 μ m).

Saidin et al. (2012) analisaram, utilizando elementos finitos, micromovimentos e distribuição de estresse em quatro tipos de conexão implante/ pilar: hexagonal interna, octagonal interna, interna cônica e trilobada. Um modelo tridimensional de uma mandíbula inferior esquerda foi reconstruída a partir de um conjunto de dados médicos. Os quatro sistemas de implante foram analisados de forma independente

numa simulação virtual de substituição de um primeiro molar. As propriedades dos materiais, propriedades de contato, carga fisiológica e condições de contorno foram atribuídos ao modelo 3D. Os pilares hexagonais internos e octogonais produziram padrões similares de micromovimento e distribuição de estresse devido ao seu desenho poligonal regular. O pilar cônico interno produziu a maior magnitude de micromovimento e o tri-lobado a menor devido ao seu perfil poligonal. Os pilares não cilíndricos forneceram um mecanismo de bloqueio estável que reduziu micromovimentos e portanto, a ocorrência de gaps. No entanto, o estresse tende a ficar concentrado nos vértices dos pilares, o que pode conduzir a micro-fraturas e subsequente formação de gap.

Baldassari et al. (2012) estudaram a precisão marginal de três diferentes configurações implante/pilar em Zr e uma configuração implante/pilar em Ti, todos com conexão interna. Três combinações de implante com pilar de Zr personalizado foram analisados (n=5): 1) Pilar Nobel Procera/Implante TiUnite Replace Select(Nobel Biocare) [NF], 2) Pilar Encode/Implante Nanotite Tapered Certain (Biomet 3i) [B3i], 3) Pilar Atlantis Astra Tech Dental/Implante Nanotite Tapered Certain (Biomet 3i) [At]. Cinco pilares personalizados Encode de Ti com Implante Nanotite Tapered Certain (Biomet 3i) [Ti] foram usados como grupo controle. Quatro grupos foram constituídos e todos os pilares foram confeccionados com o sistema CAD/CAM (sistema CAD/CAM da Nobel-Procera, sistema CAD/CAM da Biomet 3i-Encode, sistema CAD/CAM Astra Tech-Atlantis). Cento e vinte mensurações verticais do gap foram feitas por amostra, usando MEV. O valor médio do gap foi de $8,4(5,6)\mu\text{m}$ para o grupo NF; $5,7(1,9)\mu\text{m}$ para o B3i; $11,8(2,6)\mu\text{m}$ para o At e $1,6(0,5)\mu\text{m}$ para o Ti. A interface implante/pilar Ti mostrou melhor adaptação que

todas as configurações implante/pilar de zircônia ($p < 0,05$), que demonstraram gap médio três a sete vezes maior que o observado no sistema com pilar de titânio.

Park et al. (2013) avaliaram a resistência à fratura e a precisão de adaptação de pilares de zircônia confeccionados com o sistema de fresagem Zirkozahn (MAD/MAM) e de pilares de zircônia pré-fabricados (ZirAce, Acucera, Seul, Korea) ambos com conexão do tipo hexágono interno. O ensaio de resistência à fratura foi realizado em máquina de teste universal, utilizando ângulo de 30° e velocidade de 1mm/min. Os gaps marginais e internos entre implante e pilar de zircônia foram mensurados após seccionamento das amostras. Os autores verificaram que os pilares personalizados eram significativamente mais resistentes (1.430,2N) do que os pré-fabricados (1.064,1N), mas a adaptação era menos precisa (personalizados, $11,5\mu\text{m}$; pré-fabricados, $4,3\mu\text{m}$), e que a resistência e adaptação de ambos os pilares estavam dentro de limites aceitáveis clinicamente.

Alikhasi et al. (2013) compararam a desadaptação horizontal e vertical, liberdade rotacional e perda de torque de pilares de zircônia confeccionados com fresagem Zirkozahn (MAD-MAM) e pilares de titânio pré-fabricados. Dois grupos ($n=10$) de implantes com hexágono externo (Branemark, Nobel Biocare) foram utilizados. Em um grupo foram utilizados pilares de titânio pré-fabricado (Easy abutment, Nobel Biocare) e no outro pilares de zircônia personalizados Zirkozahn. Medidas da geometria, liberdade rotacional e discrepância marginal foram realizadas. Para medir a perda de torque, cada pilar recebeu torque de 32N.cm. O valor da perda de torque foi registrado como porcentagem do torque aplicado. Os autores concluíram que os pilares de zircônia fresados não se adaptam tão precisamente quanto os pré-fabricados de titânio, entretanto a menor precisão de

adaptação destes pilares, não parece afetar sua capacidade de manter o torque aplicado.

Kim & Shin (2013) avaliaram o torque de remoção, antes e após carga dinâmica, utilizando pilares de estoque, pilares fundidos em ouro e pilares personalizados CAD/CAM. Cada grupo foi constituído por sete amostras e os pilares foram conectados ao implante com torque de 30N.cm. Carga dinâmica foi aplicada por 100.000 ciclos, 25 a 250N, 14 Hz num ângulo de 30° com o longo eixo. O torque de remoção antes e após a carga foi avaliado. O valor do torque de remoção antes e após a carga foi mais alto no pilar de estoque, seguido pelo fundido em ouro e personalizado CAD/CAM, mas sem diferença significativa. Segundo os autores, o tipo de pilar não teve influência significativa, em curto prazo, no afrouxamento do parafuso. Por outro lado, após 100.000 ciclos de carga dinâmica, houve afrouxamento inicial do parafuso no pilar personalizado CAD/CAM, mas a carga dinâmica não afetou o pilar de estoque e o fundido em ouro.

Cavusoglu et al. (2014) avaliaram, em MEV, as interfaces formadas entre pilares de zircônia/implante de titânio e pilares de titânio/implantes de titânio. Cinco pilares de zircônia e cinco de titânio por grupo (quatro teste e um controle) foram parafusados sobre um implante de titânio e fixados em um bloco de metal. Um coping de óxido de zircônio foi fabricado (CAD/CAM) e cimentado aos pilares com cimento resinoso temporário. Amostras de cada grupo foram submetidas a carga axial e lateral de 30N, 2Hz e 500.000 ciclos, sendo que o grupo controle não recebeu carga. Posteriormente, os conjuntos foram incluídos em resina acrílica, seccionados longitudinalmente ao longo da linha média, e inspecionados em MEV com microanálise de raio X. Afrouxamento ou fratura dos copings e componentes dos implantes não foi observado após carga dinâmica em ambos os grupos. O MEV

e microanálise de raio X revelaram microinfiltração de resina acrílica na interface. A resina acrílica nos implantes rosqueados aos pilares de titânio limitou-se a parte cervical e os componentes apresentaram riscos e regiões de esmagamentos, sugerindo leve deformação do colo do implante. Microinfiltrações e acúmulo de resina acrílica foi observada próximo à junção parafusada em implantes sob carga, parafusados aos pilares de zircônia, e a quantidade de microinfiltração foi maior que nas amostras controles sem carga; as quais tinham maior gap do que a interface implante/pilar de titânio. Pilares de zircônia sob carga foram associados com o desgaste, ranhuras e em uma amostra, rachadura. Os autores concluíram que a interface implante de titânio/pilar de zircônia pode ser susceptível ao desgaste do pilar acoplado, com deformação do colo do implante maior do que aquela associada com a interface implante titânio/pilar de titânio convencional sob carga cíclica.

Sui et al. (2014) investigaram a correlação entre precisão de adaptação e resistência a fratura de pilares de zircônia, bem como sua viabilidade para aplicações clínicas. Vinte pilares de zircônia foram testados com trinta implantes Osstem GSII. Dez implantes foram seccionados em dois no sentido do longo eixo, e acoplados a pilares de zircônia. Os gaps entre os implantes e os pilares de zircônia foram medidos em MEV. Posteriormente, os pilares de zircônia foram acoplados a vinte implantes não seccionados e fotografados antes e após serem fixados com um parafuso central com torque de 30N.cm. As radiografias foram mensuradas pelo programa Digora para software Windows 2.6. A resistência à fratura foi medida usando uma máquina de teste universal com aplicação de carga em 90° entre o longo eixo dos pilares e a cabeça de pressão da máquina de teste. Os resultados foram analisados usando o software SPSS 13.0. A média de gap entre implantes de hexágono interno e pilares de zircônia foi 19,38(1,34) μ m e na interface da conexão

cone Morse foi $17,55(1,68)\mu\text{m}$. A imagem radiográfica mostrou que o gap dos implantes cone Morse desapareceu após ser fixado com o parafuso central com torque de $30\text{N}\cdot\text{cm}$ e a média de deslocamento do pilar em relação ao implante foi de $0,19(0,02)\text{mm}$. A média de resistência à fratura dos pilares de zircônia foi de $282,93(17,28)\text{N}$. O gap na interface dos implantes com hexágono interno e cone Morse não teve relação com a resistência à fratura dos pilares. Para os autores a resistência a fratura dos pilares de zircônia é adequada para a aplicação clínica dos mesmos.

Park et al. (2014) avaliaram a precisão da interface entre pilares de titânio confeccionados com a tecnologia CAD/CAM e implantes comparando-os com pilares UCLA fundidos em ligas de ouro. Cinco implantes com conexão externa(HE) (Mark III, $n=10$) e cinco com conexão interna trilobada (ReplaceSelect, $n=10$) foram acoplados a pilares de titânio fresados e outros cinco a pilares UCLA fundidos em liga de ouro. O implante e o pilar foram fixados com torque de $35\text{N}\cdot\text{cm}$ e o valor inicial de destorque foi medido dez minutos após a indução do torque. Para mimetizar a mastigação, carga cíclica entre zero a 100N foi aplicada com frequência de 14Hz , por um milhão de ciclos e, em seguida, o valor de destorque foi medido outra vez. O gap implante/pilar foi medido com microscopia e registrado com precisão de $0,1\mu\text{m}$ em cinquenta pontos. O valor inicial de destorque do pilar fresado foi significativamente mais alto que do pilar fundido, entretanto, após carga cíclica, o valor de destorque do pilar fundido aumentou ($p<0,05$) e do pilar fresado diminuiu ($p<0,05$). Não houve diferença significativa na dimensão do gap entre o grupo do pilar fresado e do pilar fundido após carga cíclica [HE: UCLA- $35,0(16,7)\mu\text{m}$, CAD/CAM- $32,4(8,8)\mu\text{m}$ e Trilobada: UCLA- $31,3(8,4)\mu\text{m}$, CAD/CAM- $30,7(8,6)\mu\text{m}$]. De acordo com os autores, o pilar de titânio fresado CAD/CAM pode ser fabricado

com precisão suficiente para permitir estabilidade da junção pilar e implante comparável a do pilar UCLA tradicional fundido em ouro.

Para Park et al. (2014) o processo de confecção de pilar CAD/CAM começa com a obtenção de um modelo da área do implante na boca. Usando um *scanner* a laser os dados 3D do modelo master são colocados na base de trabalho computadorizada e a localização e angulação do topo do implante são registrados. Após checagem da oclusão de um dente virtual do programa CAD, a altura, largura e angulação do pilar são ajustados para manter espaço ideal entre o dente virtual e o pilar. Finalmente o bloco do material selecionado (titânio, zircônia etc.) é fresado para obtenção do pilar personalizado, e o pilar é avaliado no modelo máster.

Barwacz et al. (2014) avaliaram as diferenças na expressão de citocinas pró-inflamatórias e proteínas mediadoras do metabolismo ósseo no fluido clevicular periimplantar (PICF) adjacentes aos pilares transmucosos. Os pilares foram fabricados de Ti ou Zr para pacientes que receberam reabilitação unitária implanto-suportada. Em todos os pacientes do estudo foi utilizado o mesmo sistema de implante e conexões, com média de função clínica de 22 meses, e receberam um exame clínico e radiográfico do local do implante no momento da amostragem do PICF onde foi usado uma técnica de amostragem utilizando uma tira de papel. Quantidades de citocina, quimiocina e mediadores do metabolismo ósseo foram determinados com um aparelho de imuno-ensaio comercial fluorescente, a base de grânulo. Um total de 19 citocinas pró-inflamatórias e sete mediadores de metabolismo ósseo foram avaliados. Significantes diferenças foram observadas para o mediador ósseo leptina, com pilares de Ti mostrando níveis significativamente mais elevados em comparação com os de Zr. Nenhuma diferença significativa na citocina pró-inflamatória ou nos mediadores de metabolismo ósseo foram observados

bioquimicamente, com exceção da leptina para os biomateriais dos pilares de Ti ou Zr. Os resultados do PDCF molecular suportam a observada biocompatibilidade clínica de ambos, pilares de Ti e Zr.

Farina et al. (2014) avaliaram a influência do torque e retorque na estabilidade da junção parafusada de próteses implanto-retidas, após um ano de função mastigatória simulada. Dez próteses implanto-suportadas mandibulares foram fabricadas e vinte modelos de gesso foram preparados usando as próteses para criar dois níveis de ajuste: passivo e criado. O protocolo de aperto foi avaliado de acordo com quatro perfis distintos: parafuso de titânio sem retorque, parafuso de ouro sem retorque, parafuso de titânio mais retorque e parafuso de ouro mais retorque. Na aplicação de retorque, os parafusos foram apertados com 10N.cm e reapertados com o mesmo valor após dez minutos. A estabilidade da junção, após um ano de função clínica simulada foi medida com torquímetro digital. Os fatores de nível de ajuste e técnica de apertamento, bem como a interação entre os fatores, foram estatisticamente significativas. O desajuste reduziu o torque de afrouxamento. A aplicação de retorque aumentou a estabilidade da junção, independente do nível da adaptação ou do material do parafuso, sugerindo que este procedimento deve ser executado rotineiramente. Todas as técnicas de apertamento revelaram reduzidos valores de torque de afrouxamento que foram significativamente mais baixos em próteses desadaptadas do que em próteses com adaptação passiva. O retorque aumentou significativamente o torque de afrouxamento quando parafusos de titânio e ouro foram usados.

Abdelhamed et al. (2015) avaliaram a infiltração de endotoxinas bacterianas e corantes na interface implante/pilar utilizando dois tipos de pilares fixados com parafusos com diferentes valores de torque (15 e 25N.cm). Foram constituídos

quatro grupos (n=8): pilares de titânio com torque de 15N.cm e 25N.cm e pilares de zircônia com torque de 15 e 25N.cm. A microinfiltração do interior do implante para o meio externo foi avaliada usando o teste Limulus Amebocyte Lysate (LAL), enquanto a microinfiltração do meio externo para o interior do implante foi avaliada usando corante azul de Toluidina (TBD) e colorímetro. O teste LAL mostrou que o aumento na infiltração é dependente do tempo, do pilar e do torque. O grupo pilar de zircônia/torque de 15N.cm evidenciou aumento da infiltração com o tempo, comparado com os grupos pilar de titânio/torque de 15N.cm e pilar de zircônia/torque de 25N.cm. O teste TBD mostrou aumento não significativo na microinfiltração, com infiltração superior nos grupo de pilares de titânio. Repetidos torque/destorque afetaram a microinfiltração. O tempo, o tipo de pilar e os valores de torque interferiram mais na infiltração da câmara interna do implante para o meio externo, enquanto o tipo de pilar e o tempo foram fatores importantes na infiltração do meio externo para o interior da câmara do implante. Tomografia Micro-computadorizada (Micro CT) foi utilizada para avaliar o adaptação pilar/implante (gap), após a colocação de discos de filtro no interior da câmara do implante, pois embora a técnica tenha resolução máxima de 9,7 μ m ela permite um estudo tridimensional, o que não é possível com o MEV.

O sistema CAD/CAM Digitalização da Neodent opera da seguinte forma: a partir de um molde da boca do paciente e reprodução do mesmo em modelo de gesso, este é encaminhado a uma central de escaneamento para a digitalização e posterior planejamento virtual da prótese em um software especializado 3D. Esta imagem virtual 3D pode ser gerada pela própria Neodent, por laboratórios parceiros ou por qualquer laboratório que possua um escaner e um software de modelagem 3D (sistema aberto). Na central de escaneamento, a digitalização é feita através de

feixes laser que são captados por câmeras posicionadas com ângulo reduzido entre si, garantindo a cópia fiel do modelo. O escaner 3 Shape realiza o escaneamento 3D, proporcionando precisão, por realizar uma leitura a laser em cinco planos diferentes e sem contato humano. Após a criação do modelo virtual na tela do computador, inicia-se o processo de modelagem 3D (CAD) através de ferramentas específicas, onde é possível fazer ajustes anatômicos personalizados como: espaço para cimentação, espessuras de copings e personalização de pilares. Todo o trabalho de reconstrução virtual é feito na tela do computador. O processo de fabricação inicia-se após o recebimento do arquivo 3D, já projetado pelo técnico em prótese. Em seguida, um software CAM define a melhor estratégia de usinagem para a produção do arquivo recebido, levando em consideração as dimensões e as particularidades de cada caso, a fim chegar ao resultado idêntico ao planejado. As máquinas fresadoras, totalmente automatizadas, executam a fresagem utilizando a tecnologia de 5 eixos simultâneos para garantir maior qualidade e fidelidade. A Neodent recebe modelos (para escaneamento, planejamento e fresamento) e arquivos em extensão "STL" (já planejados apenas para fresamento) (<http://www.neodent.com.br/tecnicas-cirurgicas/neoshape---sistema-cadcam-/>).

Bacchi et al. (2015) avaliaram a técnica de apertamento e cobertura do parafuso, no torque de afrouxamento usado para a fixação de pilar universal após carga cíclica em implantes HE. Quatro técnicas foram avaliadas (n=10): torque de 32N.cm (controle), torque de 32N.cm segurando o torquímetro por vinte segundos, torque de 32N.cm e retorque após dez minutos, torque de 32N.cm, segurando o torquímetro por vinte segundos e retorque após dez minutos. As amostras foram divididas em subgrupos de acordo com o parafuso usado: convencional de titânio ou cobertura com diamante/carbono (DLC). Amostras foram submetidas a carga cíclica

(10^6 ciclos) e 130N de força. A técnica de apertamento não mostrou significativa influência no torque de afrouxamento do parafuso. Parafuso de titânio convencional mostrou valor de torque de afrouxamento significativamente mais alto do que DCL. Segundo os autores, o parafuso de titânio convencional é mais importante do que a técnica de apertamento executada para prover estabilidade em longo prazo. O torque de apertamento seguido de retorque após dez minutos apresentou o maior valor de destorque, embora a diferença não tenha sido significativa entre os grupos.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo objetivou estudar:

1. O desajuste vertical, na interface implante titânio/pilar de Zr confeccionado por três diferentes sistemas CAD/CAM (Neodent Digital, Zirkozahn® e AmannGirrbach®) e na interface implante titânio/pilar de ZrTi confeccionado pelo sistema CAD/CAM Neodent Digital, em conexão do tipo hexágono externo antes e após ciclagem mecânica;

2. A discrepância horizontal na interface implante titânio/pilar de Zr confeccionado pelos sistemas CAD/CAM Neodent Digital, Zirkozahn® e AmannGirrbach® e na interface implante titânio/pilar ZrTi confeccionados pelo sistema CAD/CAM Neodent Digital.

3. As alterações na superfície dos hexágonos dos implantes sobre os quais foram fixados pilares de Zr confeccionados pelos sistemas CAD/CAM Neodent Digital, Zirkozahn® e AmannGirrbach®, e pilares de ZrTi confeccionados pelo sistema CAD/CAM Neodent Digital, após ciclagem mecânica;

4. O valor de destorque do parafuso dos pilares de Zr confeccionados pelos sistemas CAD/CAM Neodent Digital, Zirkozahn® e AmannGirrbach® e dos pilares de ZrTi confeccionados pelo sistema CAD/CAM Neodent Digital, após ciclagem mecânica.

4 METODOLOGIA

4.1 Conjunto Amostral

Os grupos experimentais foram constituídos com oito amostras. O número de amostras foi determinado com base em estudos disponíveis na literatura e que utilizaram metodologia semelhante a que foi aplicada neste trabalho (Cibirka et al., 2001; Garine et al., 2007; Diez et al., 2012).

4.2 Delineamento experimental

Unidade Experimental	Implantes de titânio com Hexágono Externo (HE) com pilares personalizados parafusados e coroas cimentadas
Fatores de estudo	Sistemas CAD/CAM (Neodent Digital, Zirkonzahn® AmannGirrbach) Ensaio mecânico: com ciclagem e sem ciclagem
Variáveis Resposta	Destorque Alterações na superfície do hexágono do implante Desajuste vertical (gap) Discrepância horizontal (dh)

Figura 1 - Delineamento experimental

4.3 Grupos experimentais

Quatro diferentes combinações implante/pilar foram avaliadas, antes e após ciclagem mecânica, de acordo com o apresentado na Figura 2.

Grupos	Descrição	n
Grupo 1 (PZrAG)	Pilares de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM, sistema AmannGirrbach®, conectados a implantes Titamax (Neodent), antes e após ciclagem mecânica.	8
Grupo 2 (PZrN)	Pilares de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM, sistema Neodent Digital, conectados a implantes Titamax (Neodent), antes e após ciclagem mecânica.	8
Grupo 3 (PZrZ)	Pilares de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM, sistema Zirkonzahn®, conectados a implantes Titamax (Neodent), antes e após ciclagem mecânica.	8
Grupo 4 (PZrTiN)	Pilares de Ti com supraestrutura em Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM, sistema Neodent Digital, conectados a implantes Titamax (Neodent), antes e após ciclagem mecânica.	8

Figura 2 - Grupos experimentais

Em conformidade com os grupos experimentais, foram utilizados 32 implantes Titamax de hexágono externo, de 3,75 X 13mm e plataforma protética de 4,1mm (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) e 32 pilares, sendo oito de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM do sistema AmannGirrbach®, oito de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM do sistema Neodent Digital, oito de Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM do sistema Zirkonzahn e oito de Ti com supraestrutura em Zr confeccionados com a tecnologia CAD/CAM do sistema Neodent Digital. Também foram utilizados 32 parafusos de Ti com cabeça quadrada (parafuso UCLA Ti - Neodent, Curitiba, PR, Brasil), para fixação dos pilares protéticos aos implantes.

Para a variável resposta destorque foram utilizadas oito amostras de cada grupo (n=8) e para as variáveis alterações no hexágono do implante, desajuste vertical e discrepância horizontal foram utilizadas três amostras (n=3).

4.4 Inclusão dos implantes em resina cristal

Um cano de PVC (Tigre, São Paulo, Brasil) com 20mm de diâmetro foi cortado com auxílio de um torno de precisão até obtenção de 32 anéis com 20mm de comprimento. Em seguida, cada anel teve sua superfície aplainada em quatro faces para maximizar a posterior fixação em morsa no momento da indução do torque e facilitar a leitura do gap em microscópio (Kano et al., 2006).

Para a inclusão simultânea de quatro implantes na resina, quatro pinos para fixação de transferentes de implante HE foram fixados em uma base de microscópio adaptada, ficando paralelos entre si. Em seguida, os implantes foram fixados nas extremidades dos parafusos (Figura 3).

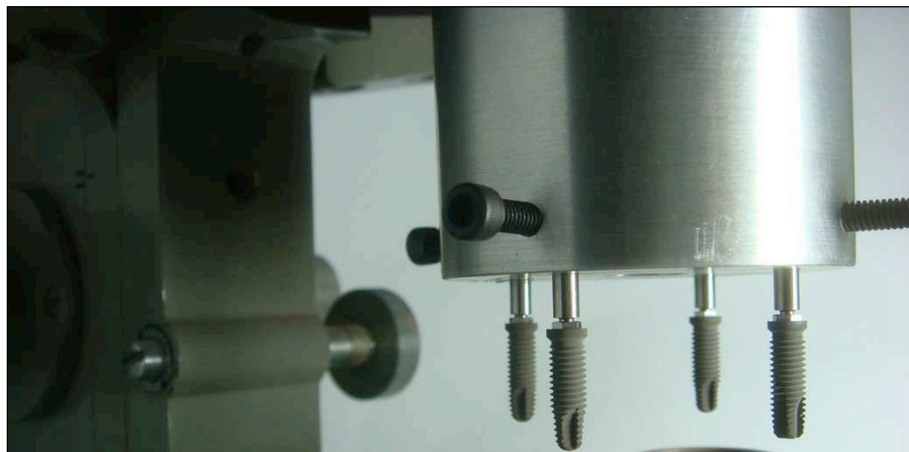


Figura 3 - Pinos para fixação de transferentes e implantes fixados em base de microscópio adaptada

Posteriormente, quatro matrizes de PVC fixadas sobre uma base de teflon e apoiadas sobre uma placa de vidro foram preenchidas com resina cristal

quimicamente ativada (Novapol Civit II, Serra, ES, Brasil), proporcionada e manipulada de acordo com as especificações do fabricante (Figura 4).



Figura 4 - Matrizes de PVC preenchidas com resina cristal

Após o preenchimento das matrizes, as mesmas foram levadas à base do microscópio e a haste vertical do mesmo foi abaixada permitindo a inserção dos implantes na resina, ficando exposto os 3mm superiores dos mesmos (Park et al., 2013) (Figuras 5 e 6).



Figura 5 - Inserção dos implantes na resina



Figura 6 - Implante fixado na resina cristal

Após a presa final da resina, a haste do microscópio foi suspensa. Os mesmos procedimentos foram repetidos para as 32 amostras.

4.5 Obtenção dos pilares padrão fresados

Sobre um análogo do implante HE Titamax (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) fixado em um bloco de gesso foram fresados em cera, com uso da tecnologia CAD/CAM e usando um mesmo arquivo, três pilares idênticos para pré-molar superior (Figura 7).

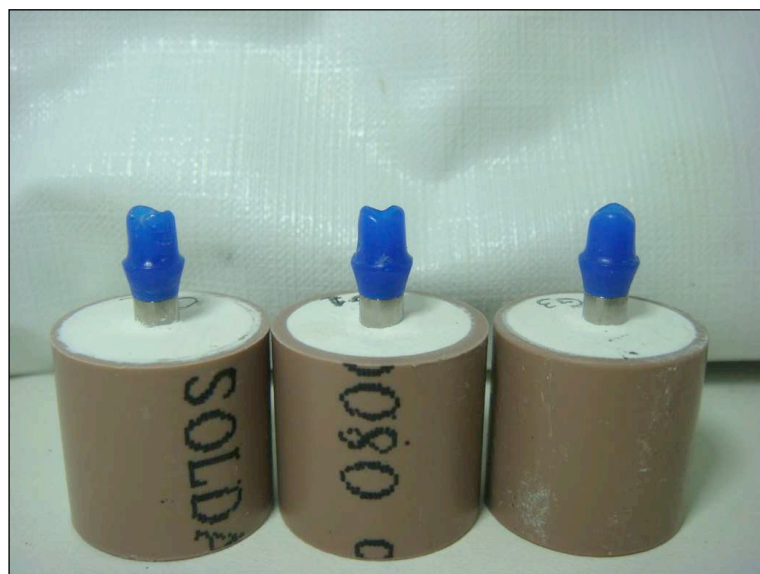


Figura 7 - Pilares fresados em cera para pré-molar superior

Posteriormente, os pilares parafusados nos análogos foram enviados: um para o centro de fresagem Neodent Digital para confecção dos pilares de Zr e Zr/Ti, outro para o Laboratório Aligiere (Goiabeiras, Vitória, ES) para confecção do pilar de Zr pelo sistema ZirKonzahn® e o terceiro para o Laboratório Padilha Estética Dental (Praia do Canto, Vitória, ES) para confecção do pilar de Zr pelo sistema AmannGirrbach®. Os laboratórios Aligiere e Padilha Estética Dental são credenciados pela ZirKonzahn e pela AmannGirrbach, respectivamente, para a confecção dos pilares com a tecnologia CAD/CAM.

4.6 Obtenção dos pilares em Zr pelo Sistema Neodent Digital

O pilar encerado foi enviado para o laboratório Neodent Digital (Curitiba, PA, Brasil) acompanhado da requisição de trabalho normatizada pelo laboratório (Anexo 1).

No laboratório, o enceramento do pilar foi submetido à duplo escaneamento para obtenção da imagem digital. O escaneamento foi realizado em cinco planos diferentes, por meio de feixes de laser captados por câmeras posicionadas em ângulos reduzidos entre si, garantindo a cópia fiel da peça encerada. O escaneamento gerou um arquivo com extensão STL. Após a criação do modelo virtual na tela do computador, foi realizada a modelagem 3D e a fresagem do pilar em zircônia.

4.7 Obtenção dos pilares em ZrTi pelo Sistema Neodent Digital

O pilar encerado foi enviado para o laboratório Neodent Digital (Curitiba, PA, Brasil) acompanhado da requisição de trabalho normatizada pelo laboratório (Anexo

1). Como a técnica de confecção não é divulgada pela empresa, não foi possível seu relato aqui. Segundo a Neodent, a indústria desenvolveu suas próprias bases de titânio, com garantia das originais indicadas para restaurações livres de metal, e que sobre elas foi cimentado o pilar em zircônia.

4.8 Obtenção dos pilares em Zr pelo Sistema Zirkozahn/Laboratório Aligiere

No laboratório Aligiere, o pilar em cera foi escaneado utilizando o ScanMarker e Scanner S600 Arti da Zirkozahn® (Zirkozahn, Gais, Italy). O ScanMarker direciona a posição do implante para a confecção do desenho do trabalho. O software utilizado para o cadastro do projeto foi o Zirkozahn Archiv (Zirkozahn, Gais, Italy) no qual foram inseridas todas as informações sobre a peça e material de escolha.

Após o escaneamento, a imagem foi captada pelo Zirkozahn Modeller (Zirkozahn, Gais, Italy) que projetou um pilar personalizado conforme o escaneado. Obtido o projeto do pilar, ele foi enviado para o Software CAM Zirkozahn Frasen (Zirkozahn, Gais, Italy), posicionado virtualmente em um bloco de zircônia pré-sinterizada e fresado na Fresadora Zirkozahn M5 (Zirkozahn, Gais, Italy), utilizando brocas específicas.

A zircônia pré-sinterizada ICE Zircon (Zirkozahn, Gais, Italy) foi usada para fabricação dos oito pilares, e subsequentemente sujeita ao processo de sinterização para obtenção do produto final. Os pilares de zircônia pré-sinterizada foram fresados com dimensão superior a dimensão final para compensar a contração de 20 a 25% decorrente da sinterização (Oh et al., 2010). A sinterização foi realizada em forno específico da Zirkozahn (Zirkozahn, Gais, Italy), sendo a temperatura elevada de

vinte a 1500°C ao longo de três horas e mantida em 1500°C por duas horas. A precisão de adaptação e a ausência de defeito estrutural dos pilares foram investigadas em um microscópio Z45 (Talmax, Curitiba, PR, Brasil) (Park et al., 2013).

4.9 Obtenção dos Pilares em Zr pelo sistema AmannGirrbach/Laboratório Padilha Estética Dental

No laboratório Padilha Estética Dental (Vitória, Espírito Santo, Brasil), o pilar padronizado em cera foi escaneado utilizando o GIG e o MAP 300 do sistema AmannGirrbach (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil). O GIG direcionou a posição do implante para a confecção do desenho do trabalho e o cadastro do projeto foi realizado com o software Ceramil Mind (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil).

Após o escaneamento, a imagem foi captada pelo Scanner AmannGirrbach (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil) e projetado um pilar de acordo com o escaneado. Em seguida, o projeto do pilar foi enviado para Reconstrução CAD (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil), posicionado virtualmente num bloco de zircônia pré-sinterizada e fresado no Ceramill Motion 2 (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil), utilizando brocas específicas.

Oito pilares foram fabricados por fresagem dos blocos de zircônia pré-sinterizada CeramillZi 71 (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil). A zircônia pré-sinterizada usada para fabricação do pilar foi subsequentemente submetida ao processo de sinterização para obtenção do pilar final no forno Ceramill Term da AmannGirrbach (AmannGirrbach, Curitiba, PR, Brasil), da mesma forma descrita

para o sistema Zirkonzahn. A precisão de adaptação e a ausência de defeito estrutural dos pilares foram investigadas visualmente (Park et al., 2013).

4.10 Identificação dos lados dos implantes

Nos implantes, com auxílio de uma broca esférica carbide número $\frac{1}{4}$ (Jet, São Paulo, SP, Brasil) montada em caneta de alta rotação (Kavo, Joinvile, SC, Brasil), foram marcados quatro pontos coincidentes com os desgastes realizados nas matrizes de PVC (conforme descrito no item 4.4) que foram identificados com as letras A, B, C e D (Diez et al., 2012). O ponto A foi marcado na face onde previamente havia sido identificado o número da amostra: A1, A2, A3..., e no sentido anti-horário foram marcados os pontos B, C e D (Figura 8).



Figura 8 - Identificação dos lados do implante

4.11 Obtenção de imagens em MEV para avaliação inicial da superfície do hexágono do implante

Para avaliação inicial da superfície do hexágono dos implantes foi realizada microscopia de varredura em três amostras de cada grupo. Foram realizadas seis tomadas, uma de cada lado do hexágono. As tomadas, com aumento de 60x, foram realizadas girando a amostra no sentido anti-horário e nomeando respectivamente cada uma delas como: posição 1, posição 2, posição 3, posição 4, posição 5 e posição 6 (Figura 9). As imagens foram arquivadas para posterior comparação com as imagens obtidas nas mesmas posições e da mesma forma após a ciclagem mecânica.

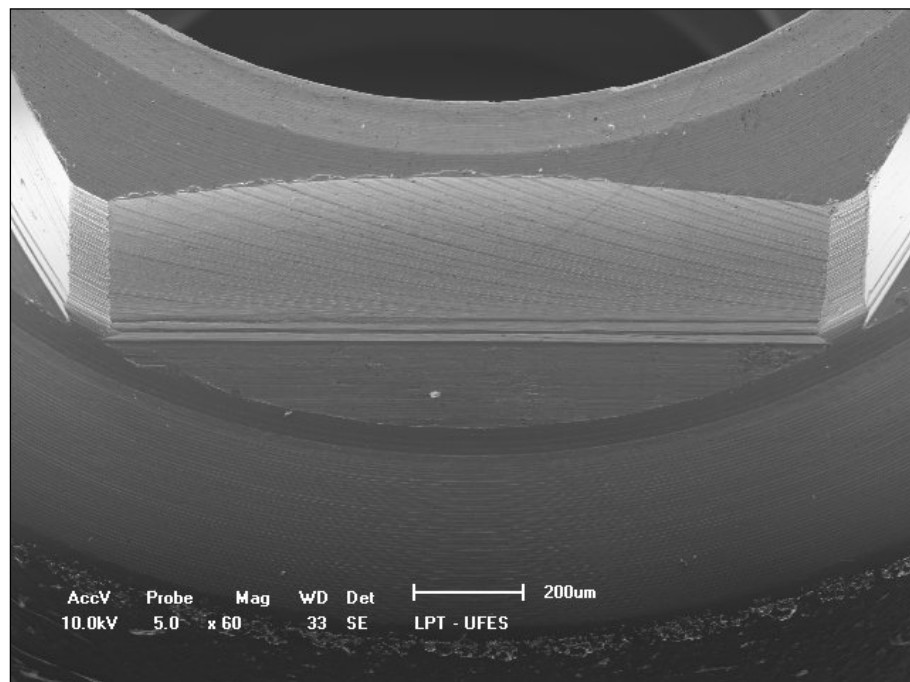


Figura 9 - Imagem de um dos lados do hexágono do implante (60x)

4.12 Obtenção de imagens dos hexágonos fresados nos pilares em Microscópio Óptico 3D (MO 3D)

Um pilar de cada grupo, previamente ao acoplamento no implante, foi colocado no porta-amostras e levado ao MO 3D (Hirox KH 8700, Panatec, Madrid, Espanha) (Figuras 10 a 13) para análise da superfície de acoplamento implante/pilar. Uma primeira tomada foi realizada com a amostra perpendicular a lente do microscópio e uma segunda com inclinação de 30°. Essa análise foi realizada no MO 3D por não ser necessária a metalização da amostra, que se realizada poderia interferir, posteriormente, na mensuração da interface implante/pilar. Em seguida, da mesma forma descrita, foram obtidas as imagens dos implantes (Figura 14).

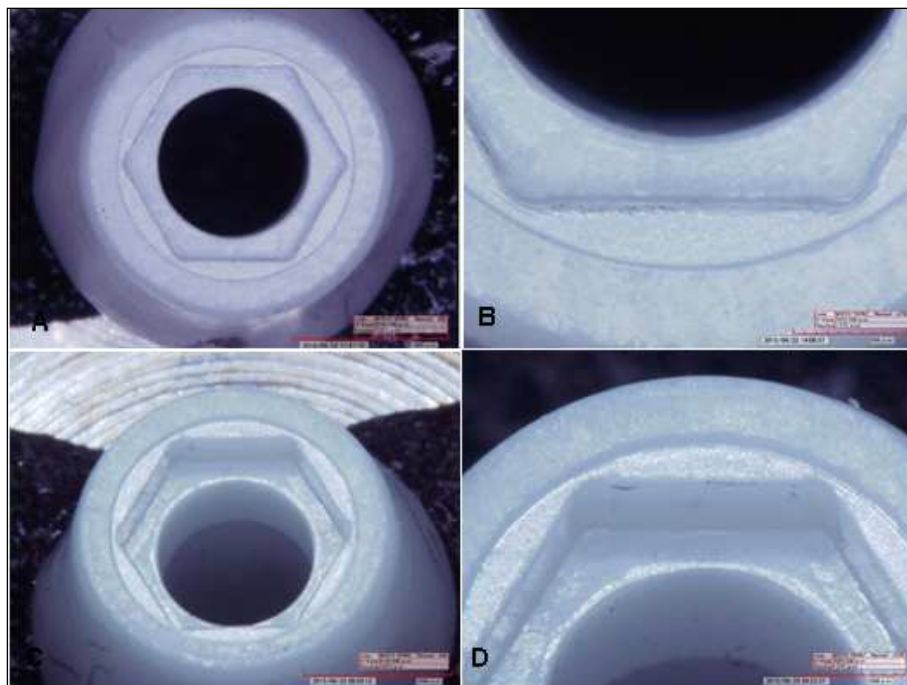


Figura 10 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar Neodent Zr (imagens A e C: aumento de 50x; B e D: aumento de 150x)

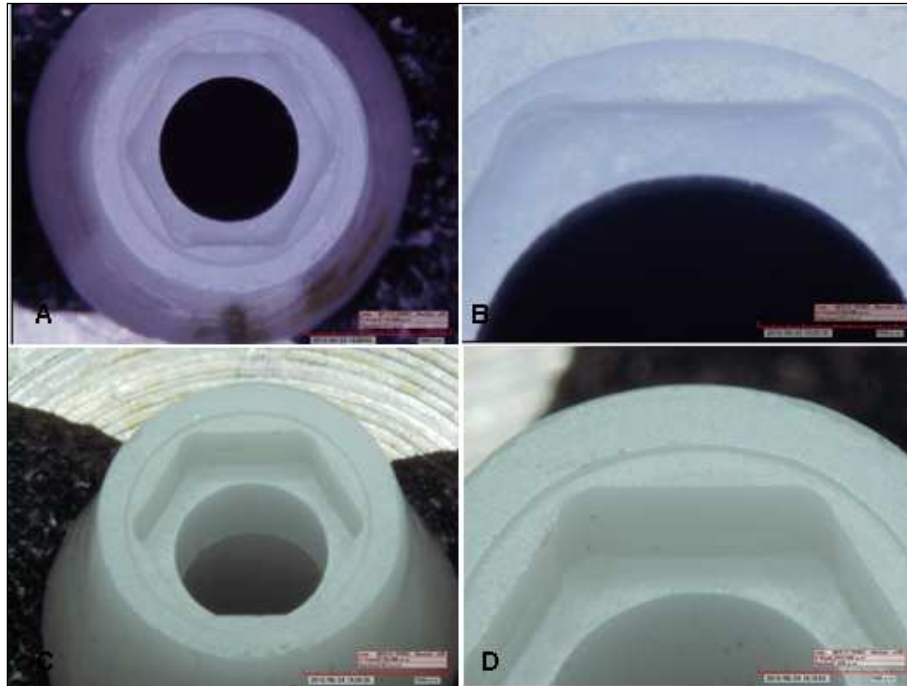


Figura 11 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar Zirkozahn (imagens A e C: aumento de 50x; B e D: aumento de 150x)

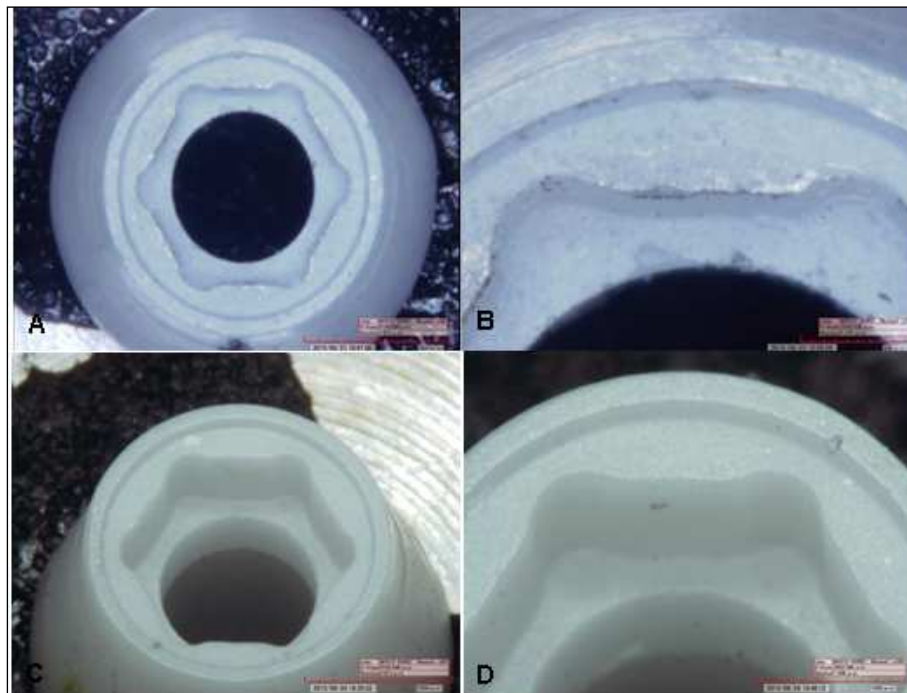


Figura 12 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar AmannGirrbach (imagens A e C: aumento de 50x; B e D: aumento de 150x)

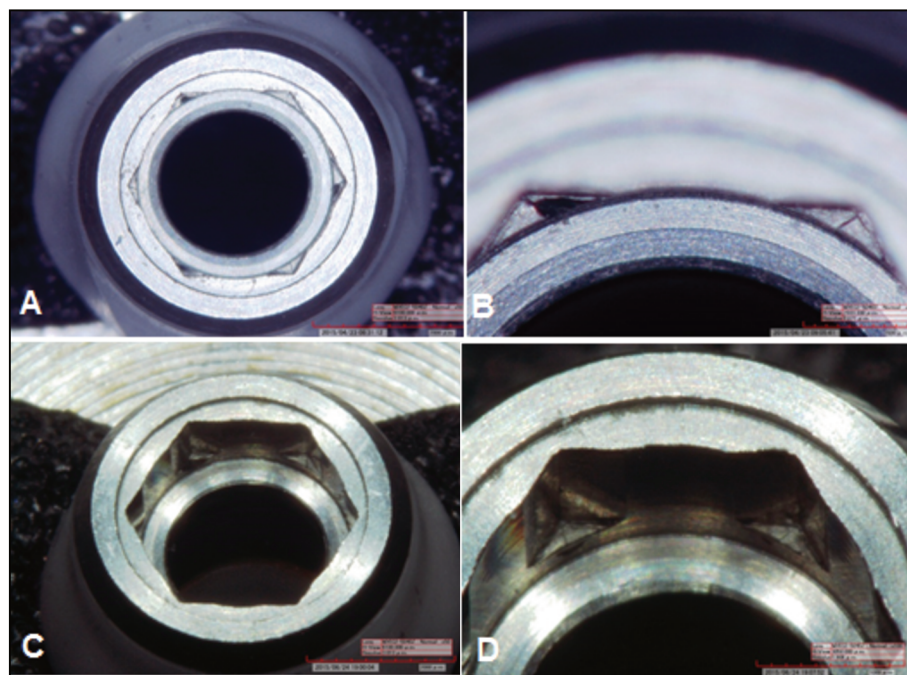


Figura 13 - Imagens axiais (A e B) e em ângulo de 30°(C e D) do pilar ZrTi da Neodent (imagens A e C: aumento de 50x; B e D: aumento de 150x)

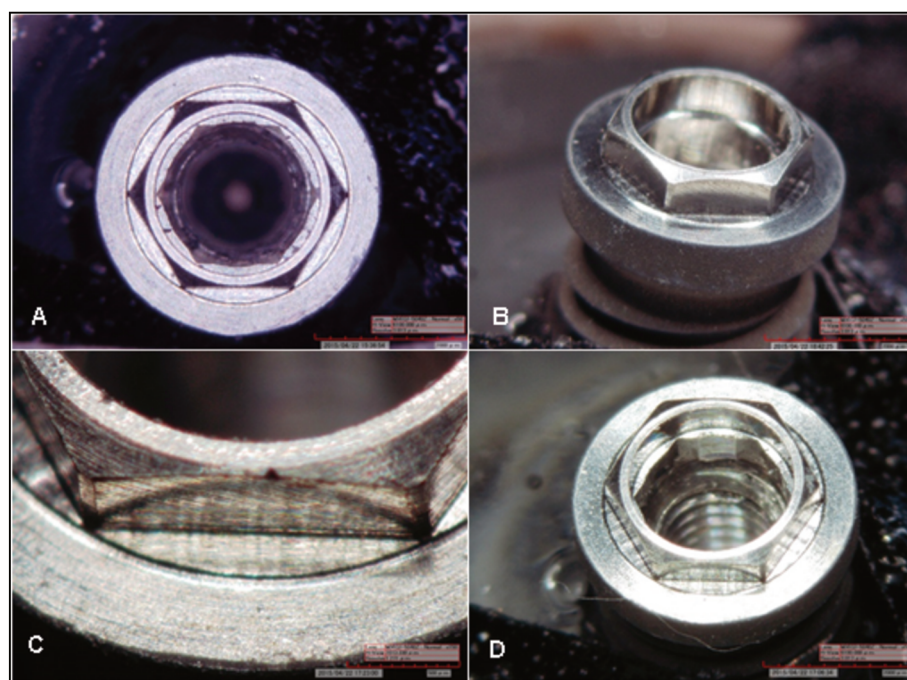


Figura 14 - Imagens do implante, axial (A) e lateral (B) com ampliação de 50x e em ângulo de 30° (C e D) com ampliação de 150x e 50x, respectivamente

4.13 Adaptação dos pilares protéticos e torque inicial

Para a aplicação do torque, os implantes incluídos em resina acrílica foram firmemente fixados em morsa de bancada para evitar risco de deslocamento (Kano, 2006) (Figura 15). Os pilares foram posicionados e os parafusos rosqueados com aperto manual.



Figura 15 - Implante/pilar fixados em morsa de bancada

Agora, com auxílio de um torquímetro analógico (DynaTorq ITL, Dental, Irvine CA, USA) foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante, 32,0(2)N.cm, (Figura 16). Dez minutos após, o mesmo valor de torque foi aplicado para compensar a perda de pré-carga (Siamos et al., 2002 ; Farina et al. 2014).



Figura 16 - Aplicação do torque

4.14 Metalização das amostras

Para análise da interface implante/pilar no MEV, 3 conjuntos implante/pilar de cada grupo, foram metalizados com ouro. Para isto foi utilizada uma corrente de 1mA por 5 minutos. Os conjuntos foram colocados inicialmente deitados (quatro a cada vez) no metalizador, ficando nesta posição por 5 minutos. Posteriormente, as amostras foram rotacionadas 180°, sendo submetidas a novo ciclo de metalização, o que proporcionou a metalização de todo o conjunto (Figura 17). Foi utilizado o metalizador modelo IC-50 Ion Coater CC-50 da Shimatzu (São Paulo, SP, Brasil).

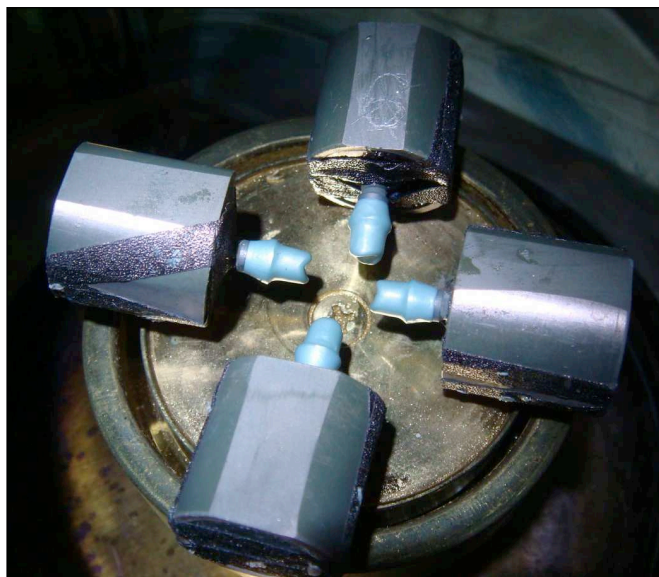


Figura 17 - Metalização das amostras

4.15 Obtenção das imagens em MEV para mensuração na interface implante/pilar: gap e discrepância horizontal

O gap marginal de cada amostra, disposta horizontalmente no MEV, foi medido antes e após a carga dinâmica. Foram realizadas três medições em cada um

dos lados da amostra (A, B, C e D) com ampliação de 1.000 e/ou 3.000 vezes, numa visão perpendicular ao longo eixo de cada conjunto implante/pilar.

Para a tomada das imagens, quatro amostras a cada vez, foram posicionadas no porta-amostras do MEV com as respectivas faces A voltadas para cima (na direção do feixe) (Figura 18). Terminada a análise de cada amostra, o porta amostra era girado no sentido anti-horário e o mesmo procedimento repetido na amostra seguinte até que todas (4) fossem analisadas.



Figura 18 - Amostras posicionadas no porta-amostras do MEV

Para visão de toda a face da amostra, inicialmente foi realizada uma tomada com ampliação de 18 a vinte vezes. Nessa tomada, a marca realizada com a broca foi localizada e na sua extremidade, determinado o local onde seriam feitas as mensurações (Figura 19).



Figura 19 - Visão geral da amostra em MEV com aumento de 19x

Posteriormente, a ampliação foi aumentada para 150x, permitindo manter a visão da extremidade da marca e a localização do local a ser avaliado (Figura 20).

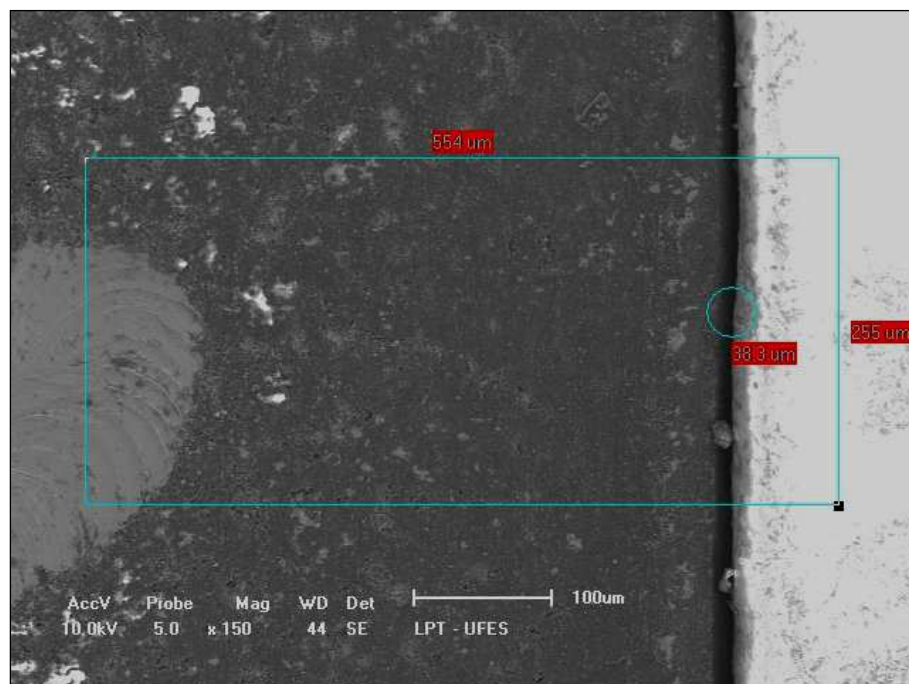


Figura 20 - Visão da amostra em MEV com aumento de 150x

Em seguida foram utilizados aumentos de trezentas, mil e mil e trezentas (Figuras 21, 22 e 23) para análise das imagens. Um retângulo foi desenhado na área onde seriam feitas as mensurações permitindo que as análises pós-ciclagem fossem realizadas nos mesmos locais. Foram realizadas três medidas em cada local anteriormente demarcado.

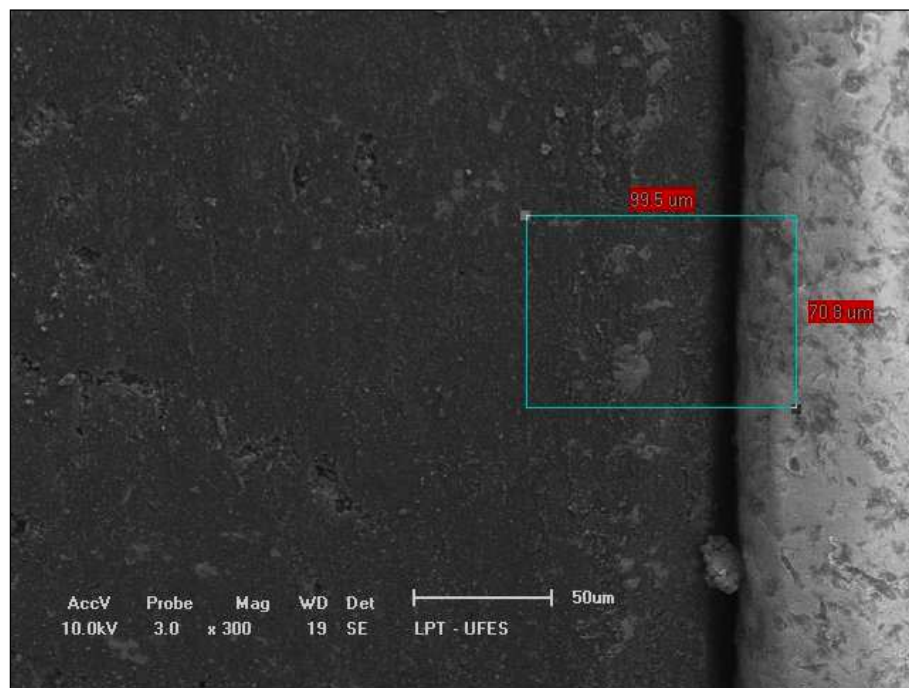


Figura 21 - Tomada com 300x de ampliação

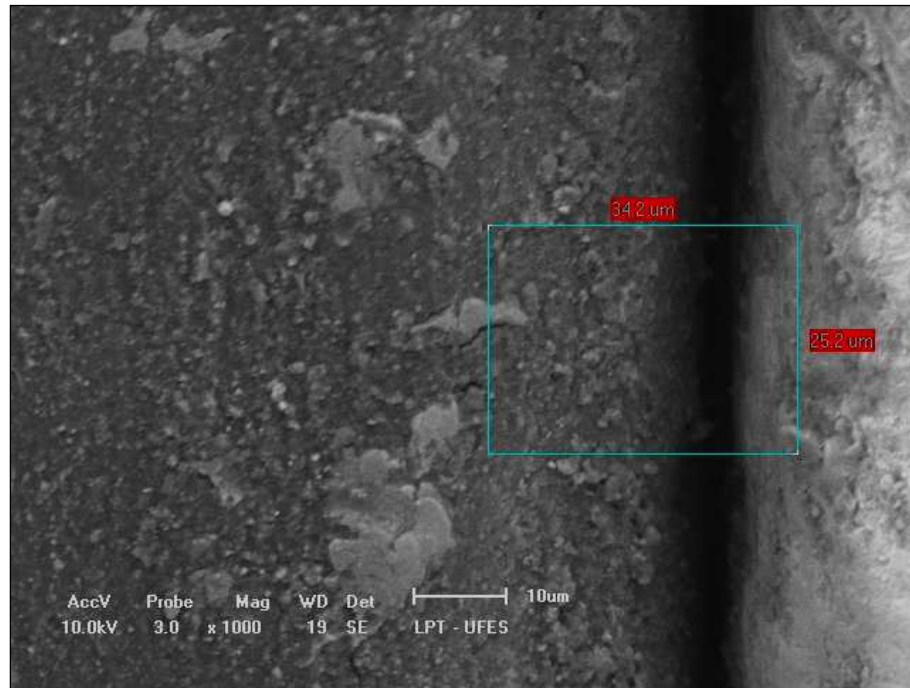


Figura 22 - Tomada com 1000x de ampliação

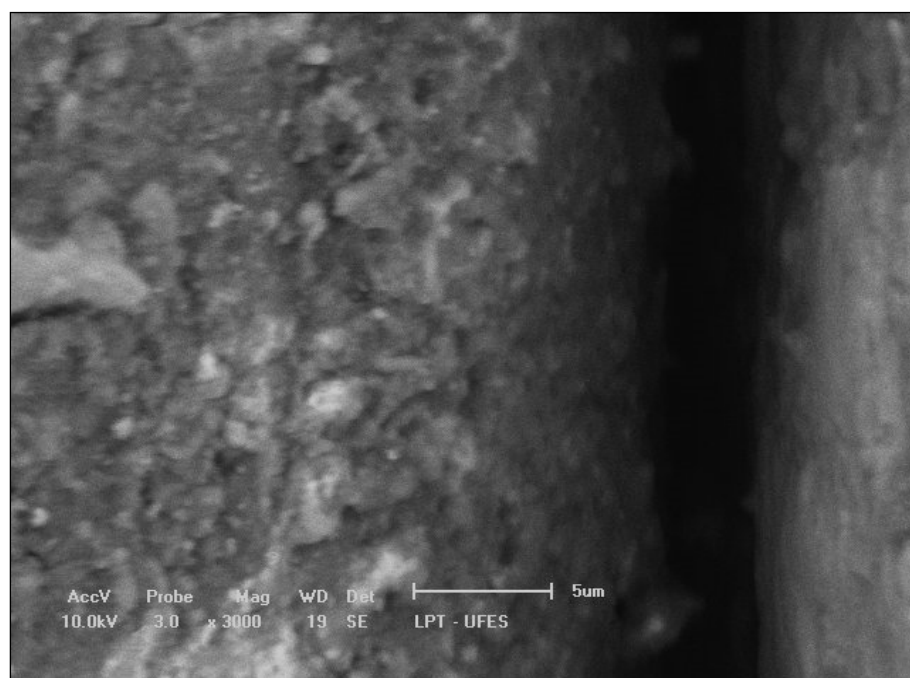


Figura 23 - Tomada com 3000x de ampliação

Além destas tomadas, foram feitas duas outras para análise da discrepância horizontal com ampliação de duzentas e/ou quinhentas vezes. Essas análises foram realizadas para verificar a discrepância horizontal (dh) superior e inferior, nos quatro grupos, antes e após a ciclagem mecânica (Figuras 24 e 25). Entretanto, como as

medições das discrepâncias eram semelhantes no tempo antes e depois da ciclagem para uma mesma amostra, só foram registradas as mensurações após a ciclagem e a comparação foi feita entre os grupos.

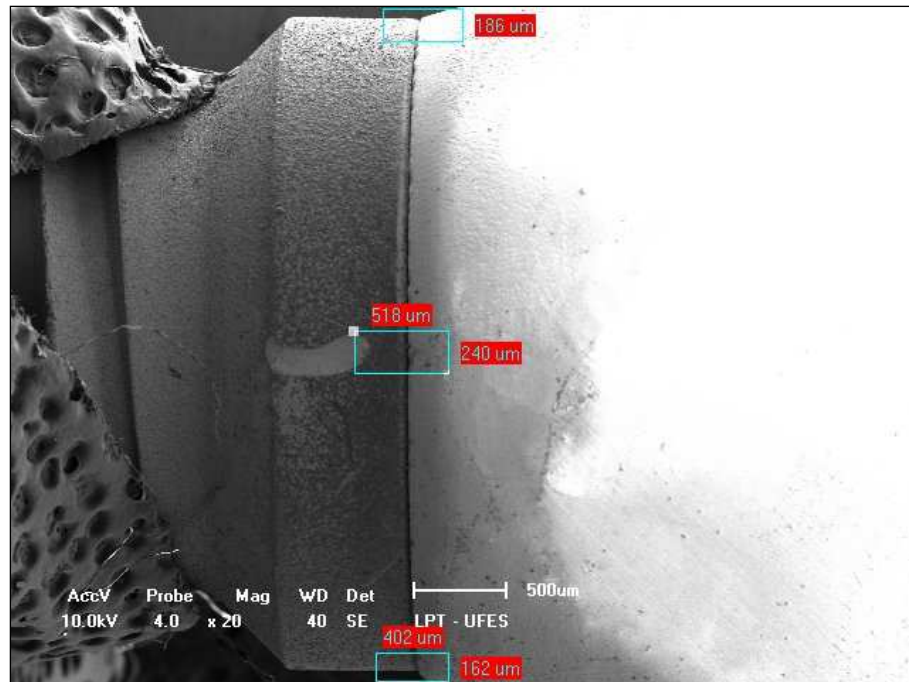


Figura 24 - Vista da amostra numa magnificação de 20x posicionada para verificação da Discrepância Horizontal

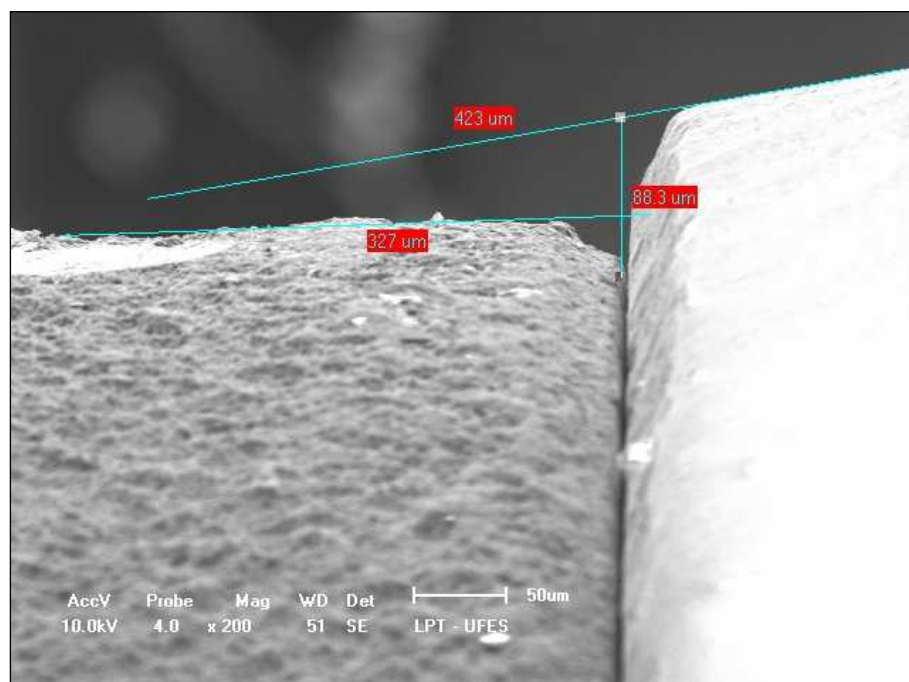


Figura 25 - Vista numa magnificação de 200x mostrando mensuração da Discrepância Horizontal

Após todas as tomadas do lado A das amostras, o MEV era aberto e realizado o giro da amostra no sentido anti-horário, deixando então o Lado B voltado para cima, ou seja, em direção ao feixe de elétrons. Este procedimento foi realizado até que todos os lados (A, B, C e D) das amostras fossem registrados. Em seguida as amostras eram substituídas por outras quatro até que as 12 (três de cada grupo) tivessem todos os lados analisados e registrados. Para mensuração da discrepância horizontal, inicialmente foi traçada uma linha horizontal, paralela ao pilar e em direção ao implante. A seguir foi traçada uma linha vertical saindo da parte reta mais externa da superfície do implante até atingir a linha horizontal. Esta distância foi tomada como a discrepância horizontal.

4.16 Obtenção da parte coronária

Após a obtenção dos pilares personalizados, um pilar de cada grupo (Neodent Zr e ZrTi, Zirkozahn e AmannGirrbach) foi fixado com chave manual a um análogo do implante, para confecção e padronização da parte coronária (Figura 26).



Figura 26 - Pilares de zircônia sobre os análogos

Sobre um dos pilares foi encerada uma coroa com altura e diâmetro oclusal de 8,0mm, sem cúspides (Binon, 1996) (Figura 27).

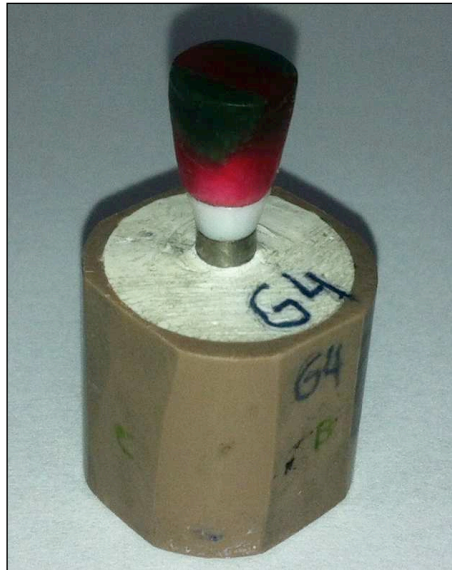


Figura 27- Pilar de zircônia sobre o análogo com a coroa em cera em posição

Em seguida, a coroa em cera e um pilar de cada grupo foram escaneados objetivando o registro da superfície sobre a qual a coroa iria se adaptar. Posteriormente, oito coroas para cada grupo foram fresadas em cera (Figura 28).



Figura 28 - Coroas em cera

Desta forma, de acordo com o número total das amostras do estudo, 32 coroas foram incluídas e fundidas em Cromo-Cobalto (Cr-Co). Para permitir melhor avaliação da interface implante/pilar, a margem da coroa encerada foi assentada no término do preparo do pilar personalizado que manteve distância aproximada de 1,5mm da interface implante/pilar (Beuer et al., 2010; Diez et al., 2012) (Figura 29).



Figura 29 - Coroa Cr-Co em posição sobre o pilar

Após a fundição das coroas, uma perfuração foi realizada na face oclusal das mesmas para manter o acesso ao parafuso (necessário para o registro do torque após a ciclagem mecânica).

4.17 Cimentação das coroas

Previamente a cimentação, para facilitar a remoção do cimento endurecido do interior da coroa no momento da obtenção dos valores de destorque, o orifício para passagem do parafuso do pilar foi preenchido, com auxílio de uma seringa de

moldagem, com silicone de condensação fluida Speedex (Coltene Whaledent, Ohio, Estados Unidos) (Figura 30).



Figura 30 - Fechamento dos orifícios do pilar

Posteriormente, no interior da coroa foi colocada uma bolinha de isopor e seu orifício também foi preenchido com o mesmo material, da mesma forma descrita para os pilares. A bolinha de isopor foi usada para que não ocorresse extravasamento do silicone para o interior da coroa, o que dificultaria o assentamento da mesma no momento da cimentação (Figura 31).



Figura 31 - Bolinha de isopor no interior da coroa

Após a polimerização do silicone, a bolinha de isopor foi removida e checada a adaptação da coroa no pilar. Em seguida, com as coroas assentadas no pilar, foram marcadas linhas de coincidência no conjunto pilar/coróa para facilitar o reposicionamento das coroas no momento da cimentação (Figura 32).



Figura 32 - Amostras com a linha de coincidência pilar/coróa

Para a cimentação da coróa no pilar, cimento fosfato de zinco foi proporcionado e manipulado conforme recomendação do fabricante, e com auxílio de espátula nº 1 (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi inserido nas paredes axiais internas da coróa, e esta assentada manualmente sobre o pilar correspondente.

Em seguida, o tampão de silicone foi removido da coróa e com uma lima endodôntica envolvida em algodão umedecido com álcool foi retirado o excesso de cimento presente sob o tampão de silicone do pilar.

O conjunto foi então levado a um delineador (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) adaptado com um dispositivo com peso de

3,0kg, e pressão foi aplicada por três minutos (Figura 33). As coroas foram cimentadas individualmente.



Figura 33 - Dispositivo adaptado para aplicação de pressão sobre o conjunto implante/pilar

Aguardado o período de presa do cimento, seu excesso foi removido e o orifício de entrada do parafuso foi fechado com silicone para ficar protegido durante o ensaio mecânico.

4.18 Ensaio Mecânico

Para o ensaio mecânico as amostras foram colocadas em uma máquina de teste universal (Biocycle/Biopdi São Carlos, SP, Brasil) e submetidas à carga de 400N, com frequência de 8Hz, por um milhão de ciclos, simulando um ano do

implante em função (Cibirka et al., 2001; Karl & Kelly 2009). Um contador acoplado à máquina controlou a quantidade de ciclos (Figura 34).



Figura 34 - Ensaio mecânico

4.19 Mensuração do desajuste vertical (gap) e da discrepância horizontal (dh)

Após a aplicação de carga cíclica, novas imagens das interfaces implante/pilar foram obtidas em MEV conforme descrito no item 4.15. Com base nas imagens obtidas antes da ciclagem mecânica e projetadas em um monitor de 23 polegadas, foram localizadas as áreas para mensuração. Desta forma, foram realizadas em todas as amostras, três mensurações nas mesmas quatro áreas determinadas antes da ciclagem mecânica. Adicionalmente foram realizadas novas tomadas da discrepância horizontal para comparação com a situação anterior à ciclagem.

4.20 Avaliação do destorque

Para avaliação do destorque, com as amostras fixadas em morsa, a chave acoplada ao torquímetro analógico (DynaTorq, ITL Dental, Irvine, CA, USA) foi

inserida no interior da cabeça do parafuso quadrado e o conjunto (torquímetro e chave) girado no sentido anti-horário. No primeiro movimento da chave, foi anotado o valor registrado no mostrador do aparelho. Este procedimento foi realizado para as 32 amostras.

4.21 Análise da superfície do hexágono do implante

Após ciclagem mecânica e obtidos os valores de destorque, os implantes foram separados dos pilares e novamente levados ao MEV para obtenção das imagens necessárias para a análise da superfície do hexágono. As imagens foram obtidas da mesma forma e nas mesmas posições descritas no item 4.11. Posteriormente essas imagens foram colocadas, cada uma delas, ao lado da correspondente obtida antes da ciclagem mecânica e realizada a comparação das superfícies.

Os parâmetros considerados para comparação antes e após ciclagem foram: riscos na face do hexágono, desgaste na quina do hexágono, amassamento das quinas superiores das faces do hexágono, riscos no topo do hexágono e alterações na base do hexágono (Figuras 35 e 36). Esta análise foi feita observando as seis faces do hexágono e todos os parâmetros foram observados nas posições 1, 2, 3, 4, 5 e 6, comparando antes e após a ciclagem.

As imagens, inicial e final foram projetadas cada uma delas em um monitor de 23 polegadas, colocados um ao lado do outro e foram analisadas por 3 avaliadores. Na análise das imagens foi considerado o grau e extensão dos parâmetros citados.

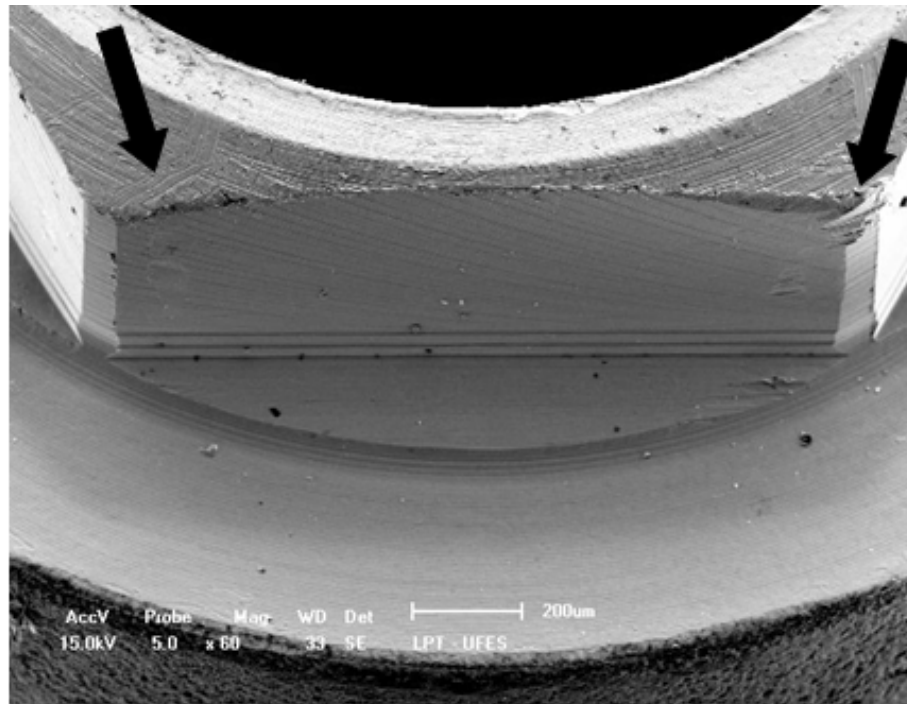


Figura 35 - Imagem (60x) evidenciando riscos no topo do hexágono (esquerda) e amassamento na quina superior do hexágono (direita)

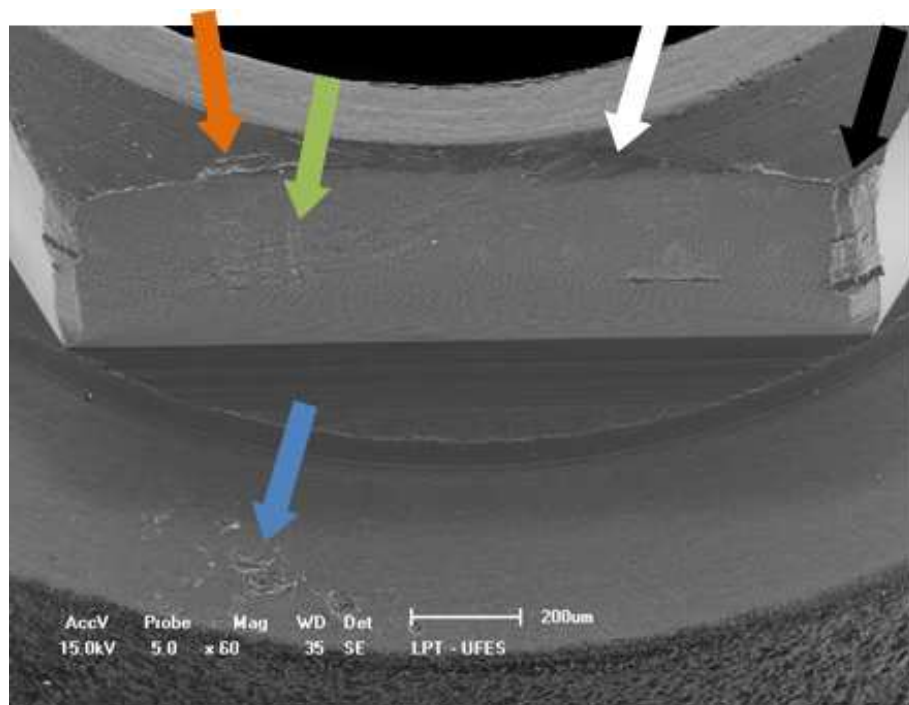


Figura 36 - Imagem (60x) evidenciando desgaste na quina do hexágono (seta preta), riscos na face do hexágono (seta verde), alterações na base do hexágono (seta azul) e desgaste na quina superior do hexágono (seta branca)

Para cada um desses parâmetros foram atribuídos os escores, a saber:

Ausência de alterações (0) - quando não havia diferença perceptível entre as imagens antes e após ciclagem;

Leve (1) - quando eram observados riscos nas faces e/ou amassamento das quinas do hexágono, ambos em no máximo, 20% da área.

Moderada (2) - quando eram observados riscos nas faces do hexágono e/ou amassamento das quinas superiores do hexágono, ambos em no máximo, 60% da área ou quando havia desgaste leve na superfície com algumas cavidades pontuais profundas.

Intensa (3) - Quando eram observados riscos e cavidades profundas em mais que 10% das faces; base e topo do hexágono, envolvimento de mais de 10%, e desgaste acentuado da quina do hexágono ou amassamento da quina superior em mais que 60% da área.

4.22 Análise Estatística

Os valores obtidos para cada grupo foram analisados com auxílio do software SigmaPlot e de acordo com a distribuição dos dados (normal ou não normal) foram aplicados os testes paramétricos (teste t, teste t heterocedástico e Anova) ou não paramétricos (Kruskal-Wallis, Wilcoxon e teste de Dunn). Em todos os casos foi considerado nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Embora estudos recentes não mostrem diferença na resposta dos tecidos moles aos pilares de Ti ou Zr (Welander et al., 2008; Barwacz et al., 2014), a fadiga, o desgaste das superfícies e a microinfiltração, podem afetar negativamente a integridade e saúde tecidual (Abdelhamed et al., 2015).

O objetivo deste estudo foi investigar o desajuste vertical e a discrepância horizontal na interface implante titânio/pilar de Zr confeccionados por três sistemas diferentes (Neodent Digital, Zirkonzahn® e AmannGirrbach) e implante titânio/pilar de ZrTi confeccionados pela Neodent Digital, em conexão do tipo hexágono externo, antes e após ciclagem mecânica. Também foram avaliadas a superfície do hexágono do implante antes e após a ciclagem mecânica e o valor de destorque dos parafusos de fixação do pilar após a ciclagem mecânica.

5.1 Destorque

Os valores individuais de destorque podem ser observados no Anexo 2 (Tabela A2). Na figura 37 é possível visualizar o gráfico com os valores médios de destorque para os quatro grupos do estudo.

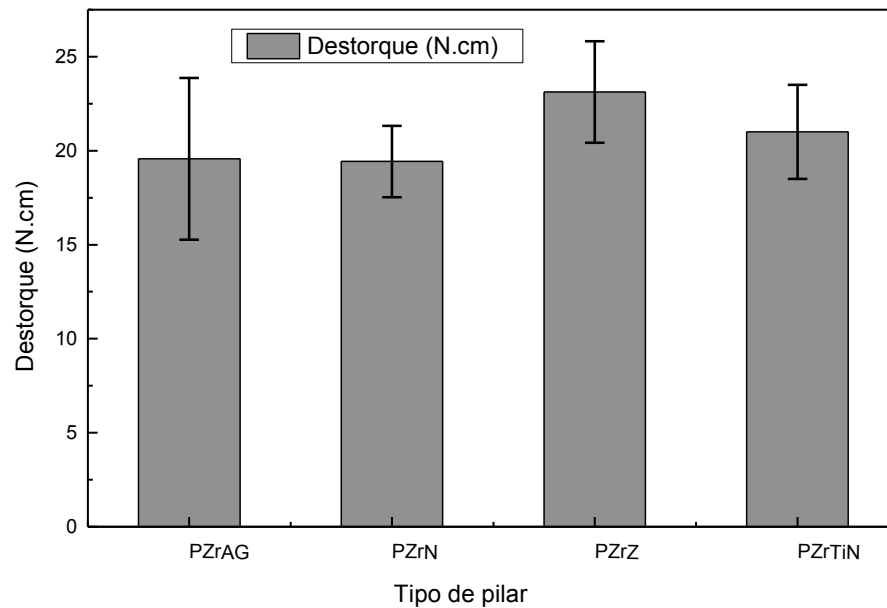


Figura 37 - Valores de destorque dos quatro grupos estudados

Após verificado que os dados apresentavam distribuição normal, com uso da ANOVA one way, foram comparados os grupos PZrAG, PZrN e PZrZ, adotando $p < 0,05$. Na tabela 1 podem ser observados os valores de torque, a média e desvio-padrão do destorque e a porcentagem de redução em cada grupo. Não foi identificada diferença entre os grupos ($p = 0,054$), pois devido à dispersão nos valores de destorque entre as amostras do mesmo grupo, a diferença ficou indistinguível.

Duas amostras, uma do grupo PZrAG e uma do grupo PZrN, foram perdidas durante a avaliação do destorque, ficando esses grupos com 7 amostras, como pode ser observado nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Torque, médias (Desvio-Padrão) de destorque (N.cm) e porcentagem de redução dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Torque (N.cm)	Destorque (DP) (N.cm)	% de redução
PZrZ	8	32,0	23,1 (2,7) A	27,7
PZrAG	7	32,0	19,6 (4,3) A	38,8
PZrN	7	32,0	19,4 (1,9) A	39,2

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos

Em seguida, o teste t foi utilizado para comparar as médias de destorque dos grupos PZrN e PZrTiN (Tabela 2), não evidenciando diferença significativa entre os dois grupos ($p=0,120$).

Tabela 2 - Torque, médias (desvio-padrão) de destorque (N.cm) e porcentagem de redução dos grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Torque (N.cm)	Destorque (DP) (N.cm)	% de redução
PZrN	7	32,0	19,4 (1,9) A	39,2
PZrTiN	8	32,0	21,0 (2,5) A	34,0

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos

Entre os grupos PZrN e PZrTiN, a perda de torque do grupo PZrN foi ligeiramente superior a do PZrTiN, apesar da diferença observada não ter sido significativa.

Entre os grupos de pilares de Zr, o Zirkonzhan apresentou maior valor de destorque, embora não tenha sido observada diferença significativa. Entretanto, isto não aponta como um dado positivo do sistema Zirkonzahn em relação aos outros

sistemas estudados, pois o acoplamento do pilar PZrZ ao implante apresentou dificuldade, sugerindo alguma “incompatibilidade” entre os hexágonos do pilar e do implante, o que refletiu em gaps maiores na interface de algumas amostras, e ainda em um desgaste aumentado da superfície do implante pós-ciclagem mecânica.

Deve-se ressaltar que a entrada do parafuso em alguns pilares de Zr apresentou dificuldade, o que pode ter interferido no torque. Foi possível observar, em todos os grupos, que a abertura do parafuso na parte em zircônia interferiu com sua entrada em algumas amostras, sugerindo a existência de possível alteração no processo CAD/CAM para a fresagem no interior dos pilares em Zr ou mesmo no processo de sinterização do material.

Da mesma forma que Barbosa et al. (2008), o valor do destorque foi calculado em porcentagem do valor do torque inicial (100%) e foi observada sua redução em todos os grupos após carga cíclica, corroborando os resultados de Diez et al. (2012), Siamos et al. (2002) e Park et al. (2014).

Poucos estudos tem investigado o valor de destorque em pilares CAD/CAM. Alikasi et al.(2013) verificaram percentual de perda de torque no pilar de Zr (MAD/MAM) de 44,3% e Kim, Shin (2013) observaram perda de torque de 49,3(7,5)% para o CAD/CAM personalizado em Ti, valor superior ao observado neste estudo. Park et al. (2014) verificaram, após ciclagem, valor de destorque no pilar CAD/CAM de Ti de 21,9(3,2)N.cm ou 37,4% de perda de torque, o que está de acordo com o resultado deste estudo. Para Theoharidou et al. (2008), o afrouxamento do parafuso do pilar é um evento raro, independente da geometria da conexão implante/pilar, contanto que características anti-rotacionais e torque apropriados sejam empregados. A perfeição mecânica da cabeça do implante deve ter alta prioridade, pois somente se o hexágono do implante estiver em condição

impecável, o efeito anti-rotacional em restaurações sobre implante de um elemento unitário, pode ser garantido (Brodbeck, 2003). A pré-carga é perdida pelo efeito de assentamento, e é suposto que esta redução é de cerca de 2% a 10% do torque inicial (Dixon et al., 1995). Além disto, a carga mecânica aplicada promove micro-movimentos na interface implante/parafuso e favorece a perda da fricção (Bacchi et al., 2015). Breeding et al. (1993) não verificaram diferença significativa no torque necessário para o afrouxamento do parafuso entre os sistemas de implantes, quando comparados os resultados de seis meses e um ano. Para os autores, é mais provável ocorrer o afrouxamento durante o primeiro mês em função. De acordo com Dixon et al. (1995), a redução no valor do torque de remoção em relação ao torque inicial, não é necessariamente prejudicial se ele não for progressivo e se o torque remanescente for suficiente para prevenir a falha da conexão. Neste estudo, a perda de torque não provocou a instabilidade da conexão em qualquer das amostras pós-ciclagem.

5.2 Alterações na superfície do hexágono do implante

Cada um dos parâmetros estudados com relação à superfície do hexágono do implante, ou seja, riscos na face do hexágono, desgaste na quina do hexágono, amassamento da quina superior do hexágono, riscos no topo do hexágono e alterações na base do hexágono, foram avaliados separadamente e comparados entre os grupos PZrAG, PZrN e PZrZ e posteriormente entre os grupos PZrN e PZrTiN. Os valores individuais de cada parâmetro estudado podem ser observados no Anexo 3. A Figura 38 mostra as superfícies estudadas e a Figura 39, um gráfico com os valores médios e desvio-padrão das alterações de superfícies individuais.

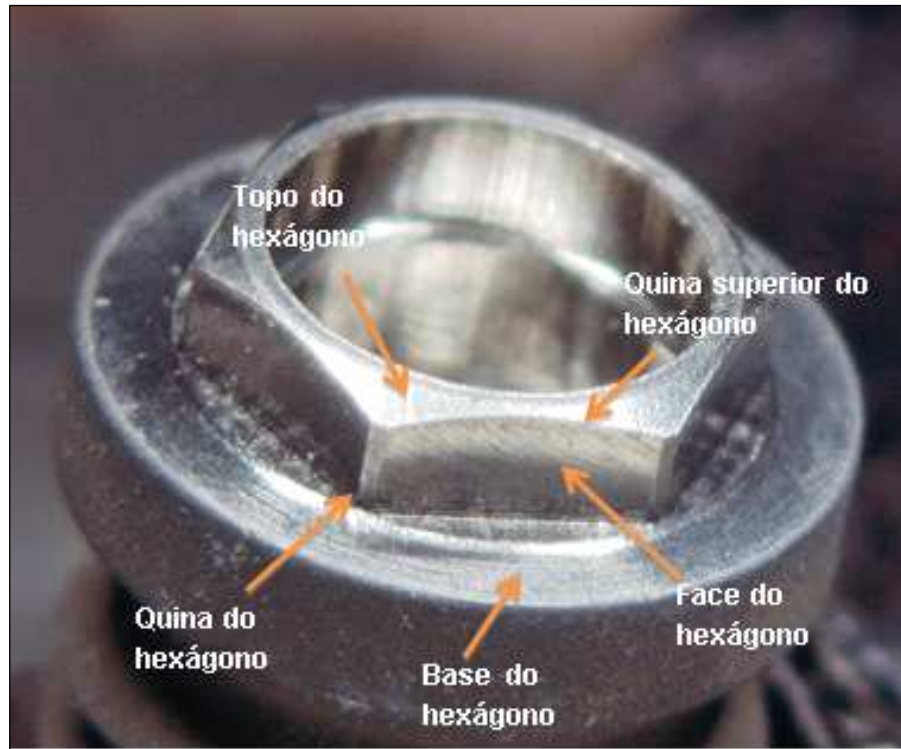
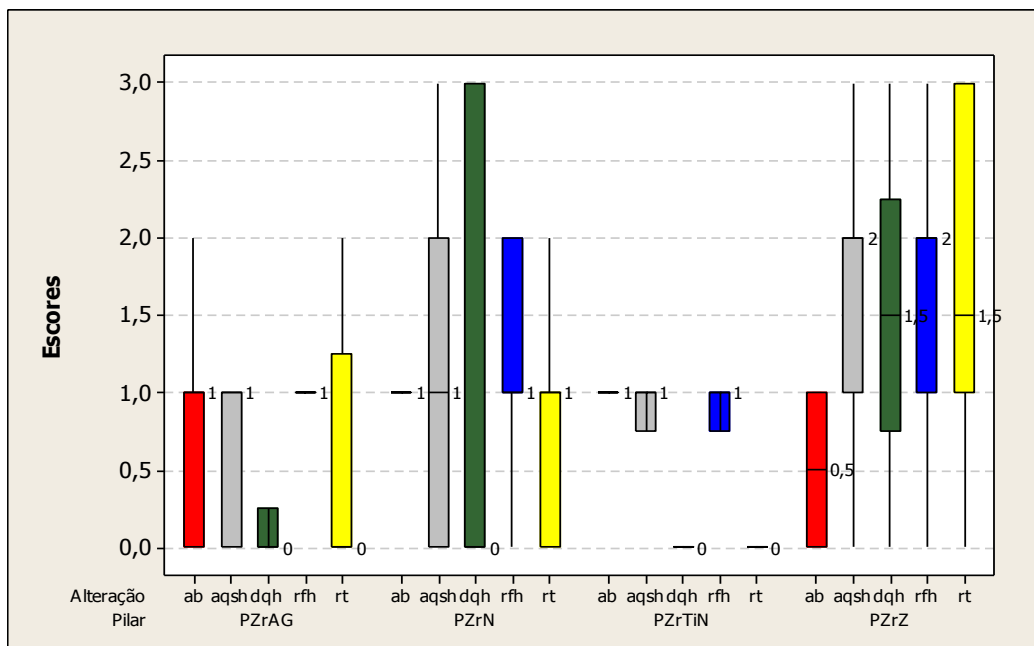


Figura 38 - Superfícies do hexágono



- Alterações da Base
- Amassamento da quina superior do hexágono
- Desgaste da quina do hexágono
- Riscos na face do hexágono
- Riscos no topo

Figura 39 - Valores médios (desvio-padrão) das alterações de superfície individuais, nos grupos estudados

5.2.1 Desgaste na quina do hexágono

Para facilitar o entendimento do texto, na figura abaixo (Figura 40) pode ser observada uma amostra onde está evidenciado o desgaste na quina do hexágono.

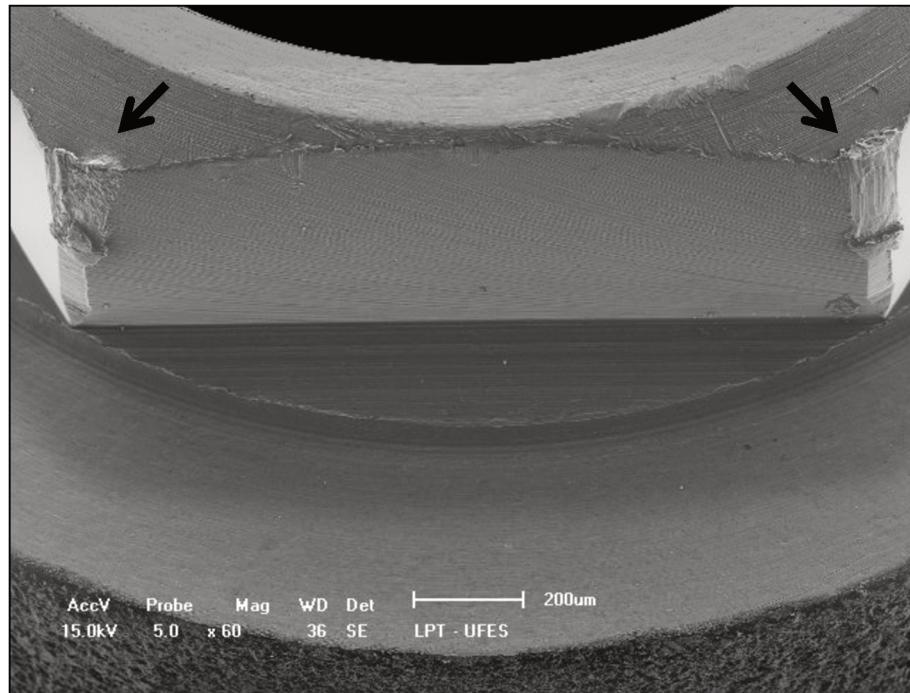


Figura 40 - Imagem de desgaste na quina do implante em uma amostra do grupo PZrN

Considerando a natureza dos dados (escores), o teste de Kruskal-Wallis foi selecionado para a análise (Tabela 3) e apontou diferença significativa entre os grupos ($p=0,003$). Em seguida, o teste de Dunn foi aplicado para identificar entre quais grupos havia diferença significativa, a qual foi observada entre os grupos PZrZ e PZrAG ($p=0,007$).

Tabela 3 - Avaliação do parâmetro desgaste na quina do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrZ	18	35,83	1,5 A
PZrAG	18	19,83	0 B
PZrN	18	26,83	0 A,B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos
 Teste de Kruskal-Wallis ($p=0,003$); Teste de Dunn ($p=0,007$)

Para comparação dos grupos PZrN e PZrTiN foi aplicado o teste de Mann-Whitney (Tabela 4) que não evidenciou diferença significativa entre os grupos ($p=0,07$).

Tabela 4 - Comparação do parâmetro desgaste na quina do hexágono entre os grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrTiN	18	16,16	0 A
PZrN	18	20,83	0 A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos
 Teste de Mann-Whitney ($p=0,07$)

Nas figuras 41, 42, 43 e 44, é possível visualizar do lado esquerdo, a lateral e quinas do hexágono do implante, no qual foram acoplados os pilares do grupo, cuja amostra pode ser observada na imagem do lado direito. As setas indicam as quinas do hexágono do implante e as áreas do pilar correspondente.

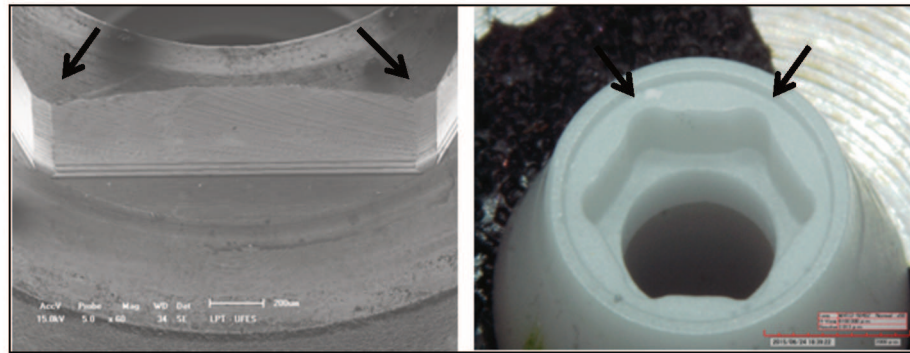


Figura 41 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrAG

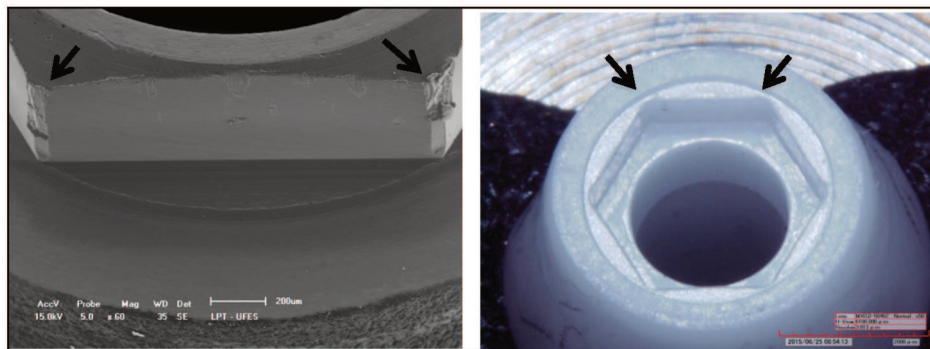


Figura 42 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrN

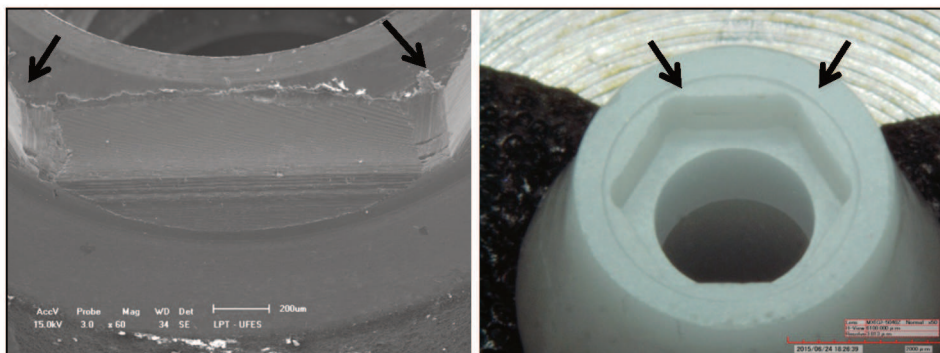


Figura 43 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrZ

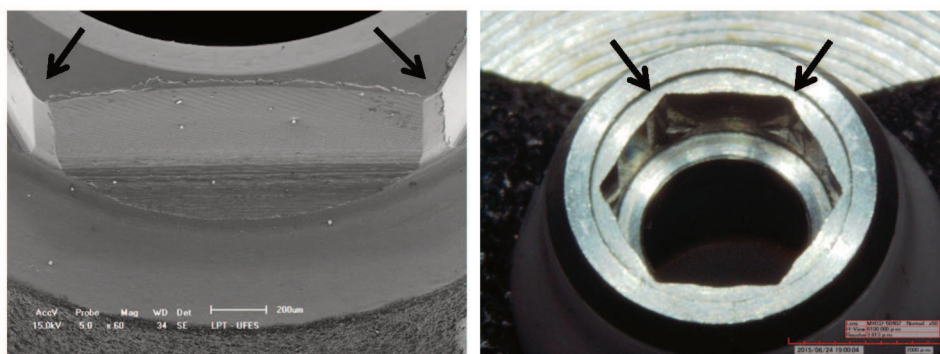


Figura 44 - A esquerda, imagens da lateral e quina do hexágono do implante e a direita o pilar de uma amostra do grupo PZrTiN

Com relação à diferença significativa observada entre os grupos PZrAG e PZrZ, o grupo PZrZ mostrou mais avarias na quina do hexágono e maior dispersão nos dados de avaria. Esse resultado pode ser explicado pela observação das imagens de topo da superfície de acoplamento do pilar de Zr onde se observa um alívio na região correspondente as quinas do hexágono do implante na amostra do grupo PZrAG (Figura 42). Entre os três grupos de Zr, o PZrAG apresentou o menor grau de avaria e a menor dispersão de valores, indicando maior regularidade (Figura 40).

Para o grupo PZrTiN, praticamente nenhum dano foi verificado nas quinas dos hexágonos (Figura 45).

5.2.2 Amassamento da quina superior do hexágono

Na figura 46 pode ser observada uma amostra do grupo PZrZ na qual se evidencia amassamento da quina superior do hexágono.

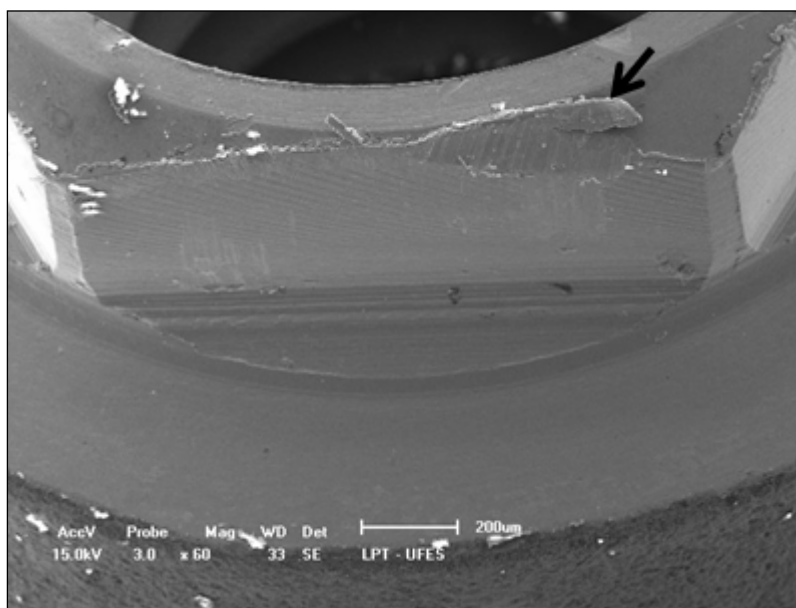


Figura 45 - Amassamento da quina superior do hexágono em uma amostra do grupo PZrZ

Considerando a natureza dos dados (escores), foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis para análise do parâmetro amassamento da quina superior do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ (Tabela 5). Foi evidenciada diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$).

Tabela 5 - Avaliação do parâmetro amassamento na quina superior do hexágono dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrZ	18	38,41	2 A
PZrAG	18	18,27	1 B
PZrN	18	25,80	1 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Kruskal-Wallis ($p < 0,001$), Teste de Dunn ($p < 0,05$)

Para comparação dos grupos PZrN e PZrTiN, foi aplicado o teste de Mann-Whitney que não identificou diferença significativa entre os grupos ($p = 1,00$) (Tabela 6).

Tabela 6 - Comparação do parâmetro, amassamento da quina superior do hexágono entre os grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrTiN	18	18,47	1A
PZrN	18	18,52	1A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Mann-Whitney ($p = 1,00$)

A provável incompatibilidade entre os hexágonos, do implante e PZrZ já mencionada, pode ter levado com a ciclagem, a estas avarias. Possivelmente, ocorreu acomodação do pilar no implante em decorrência da compressão e do atrito entre a Zr do pilar e o Ti do implante, o que provocou maior dano na quina superior do hexágono (Figura 45).

Entre os pilares da Neodent, embora não tenha sido evidenciada diferença significativa entre os grupos, foram observadas alterações na quina superior do hexágono do implante, no qual foram acoplados os pilares dos dois grupos, com menor dano observado nos PZrTiN (Figura 46). Esses danos, provavelmente foram decorrentes do procedimento de ciclagem mecânica, uma vez que os materiais em contato eram Ti.

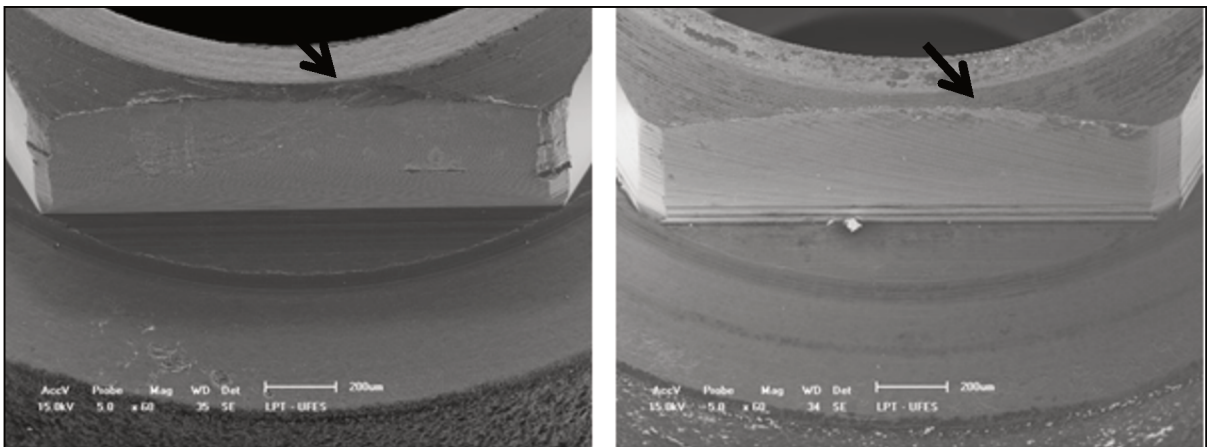


Figura 46 - Imagens de amostra do grupo PZrN a esquerda e PZrTiN a direita, onde é possível verificar áreas da quina superior do hexágono com graus diferentes de avaria

5.2.3 Riscos na face do hexágono

Na figura 47 podem ser observados riscos na face do hexágono em uma amostra do grupo PZrN. O grupo PZrZ apresentou o maior valor médio e desvio-padrão, indicando grande dispersão na intensidade e quantidade das avarias.

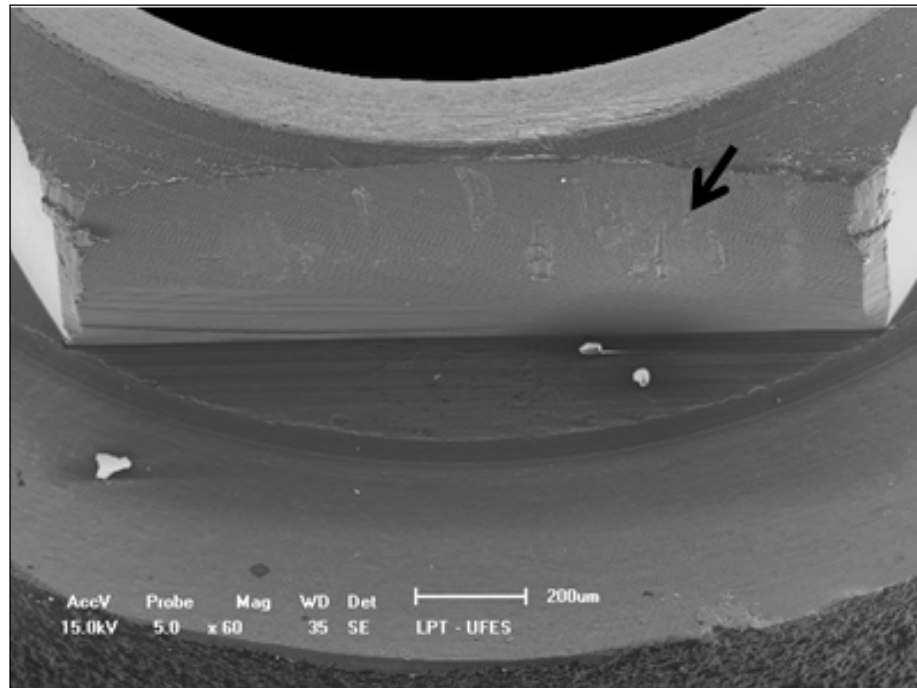


Figura 47 - Imagem de amostra do grupo PZrN evidenciando riscos na face do hexágono

O teste de Kruskal-Wallis foi selecionado para análise dos dados (Tabela 7) e não evidenciou diferença significativa entre os grupos estudados ($p=0,059$).

Tabela 7 - Avaliação do parâmetro riscos na face do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrAG	18	22,10	1 A
PZrN	18	27,30	1 A
PZrZ	18	33,10	2 A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Kruskal-Wallis ($p=0,059$)

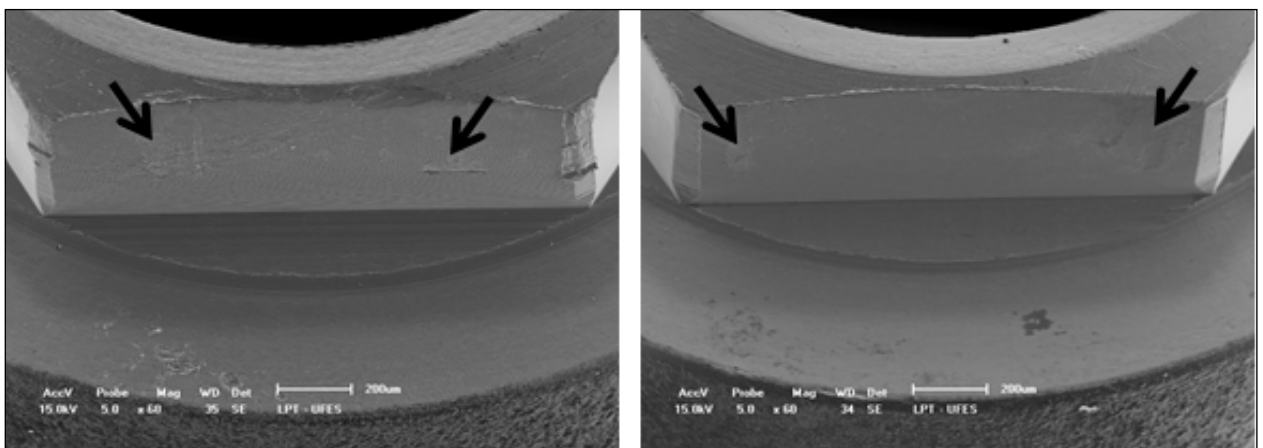
Os grupos PZrN e PZrTiN foram comparados com auxílio do teste de Mann-Whitney. Foi observada diferença significativa entre os grupos ($p=0,008$) (Tabela 8).

Tabela 8 - Avaliação do parâmetro riscos na face do hexágono nos grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrN	18	22,33	1 A
PZrTiN	18	14,66	1 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Mann-Whitney ($p=0,008$)

Na Figura 48, é possível visualizar riscos na face do hexágono na amostra do grupo PZrN e um mínimo de avaria na amostra do grupo PZrTiN.



Figuras 48 - Imagens das amostras dos grupos PZrN (a esquerda) e PZrTiN (a direita) evidenciando riscos na face do hexágono.

O grupo PZrN mostrou maior quantidade de riscos que o PZrTiN. A diferença de dureza entre os materiais em contato pode ser uma das causas deste resultado, quando o arquivo para fresagem de ambos é do mesmo fabricante.

5.2.4 Alterações na base do hexágono

Na figura 49 podem ser observadas alterações na base do hexágono em amostra do grupo PZrN.

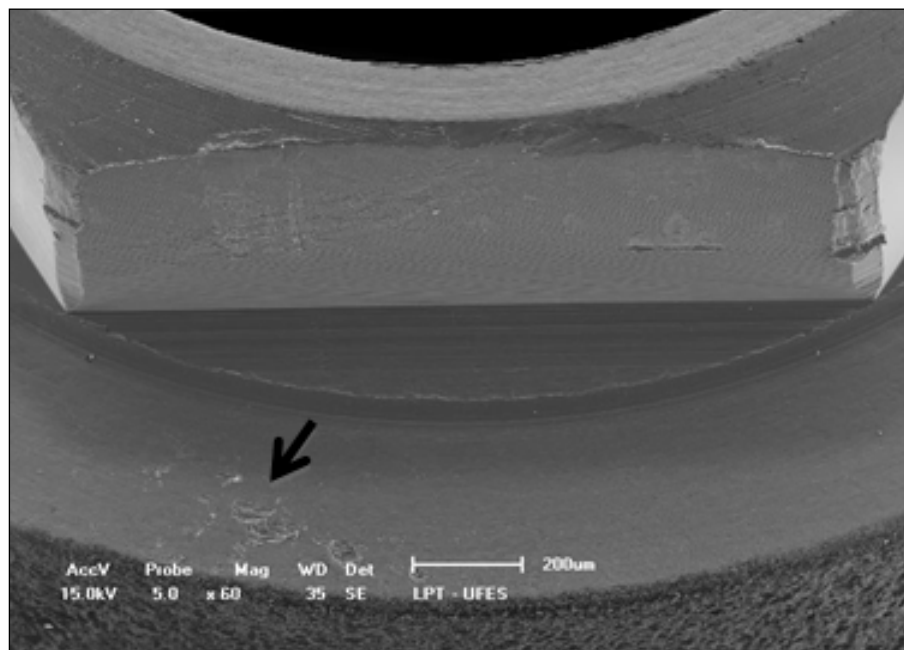


Figura 49 - Imagem de uma amostra do grupo PZrN apresentando alterações na base do hexágono

O teste de Kruskal-Wallis foi selecionado para análise dos dados e evidenciou diferença significativa ($p=0,045$) (Tabela 9). Em seguida, o teste de Dunn foi realizado para identificar quais grupos diferiam entre si. Diferença foi observada somente entre os grupos PZrZ e PZrN ($p=0,015$).

Tabela 9 - Avaliação do parâmetro alterações na base do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrAG	18	24,70	1 A,B
PZrN	18	34,60	1 A
PZrZ	18	23,30	0,5 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Kruskal-Wallis ($p=0,045$); Teste de Dunn ($p=0,015$)

O fato dos pilares do grupo PZrZ, algumas vezes, não tocarem a base do hexágono por falta de assentamento adequado, possivelmente expliquem os resultados observados. O grupo que apresentou maior alteração foi o PZrN e a menor o grupo PZrZ. O grupo PZrN apresentou melhor assentamento e os poucos riscos observados devem ter sido decorrentes do atrito entre superfícies de diferentes dureza.

Os grupos PZrN e PZrTiN foram comparados com auxílio do teste de Mann-Whitney e não foi observada diferença significativa entre os grupos ($p=0,358$) (Tabela 10).

Tabela 10 - Avaliação do parâmetro alterações na base do hexágono nos grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrN	18	19,75	1 A
PZrTiN	18	17,25	1 A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Mann-Whitney ($p=0,358$)

5.2.5 Riscos no topo do hexágono

Na figura 50 podem ser observados riscos no topo do hexágono em uma amostra do grupo PZrN.

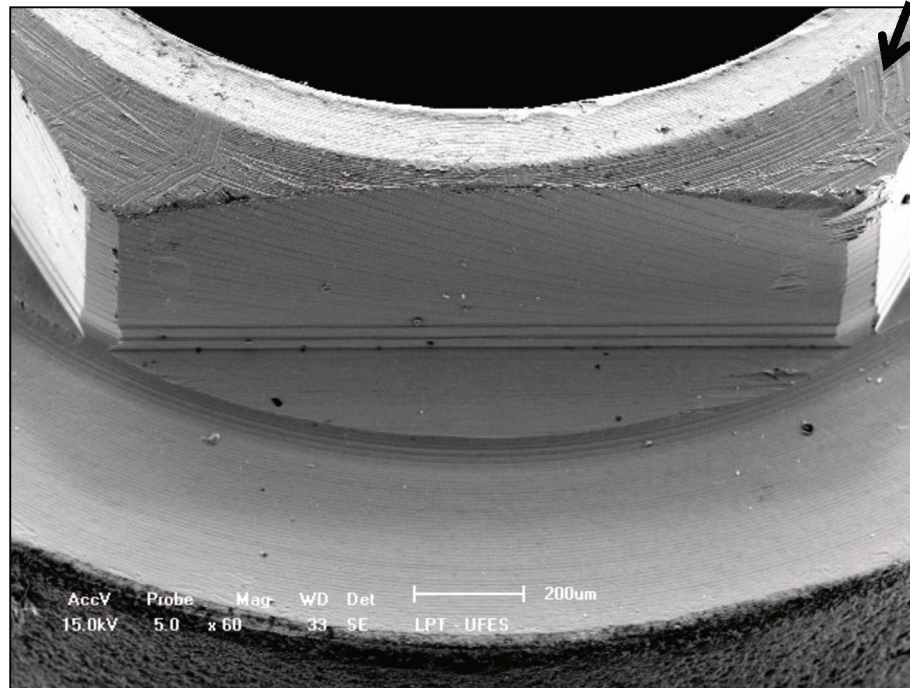


Figura 50 - Imagem de uma amostra do grupo PZrN evidenciando riscos no topo do hexágono

O teste de Kruskal-Wallis foi aplicado para comparar os grupos PZrAG, PZrN e PZrZ e foi observada diferença significativa entre os mesmos ($p=0,016$) (Tabela 11). Em seguida, o teste de Dunn foi aplicado identificando diferença significativa entre os grupos PZrAG e PZrZ ($p= 0,026$).

Tabela 11 - Avaliação do parâmetro riscos no topo do hexágono nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrZ	18	35,55	1,5 A
PZrN	18	25,16	1 A,B
PZrAG	18	21,77	0 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Kruskal-Wallis ($p=0,016$); Teste de Dunn ($p=0,026$)

Os grupos PZrN e PZrTiN foram comparados com o teste de Mann-Whitney e foi evidenciada diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$) (Tabela 12).

Tabela 12 - Avaliação do parâmetro riscos no topo do hexágono nos grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Rank Médio	Mediana
PZrN	18	24,50	1 A
PZrTiN	18	12,50	0 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença significativa entre os grupos Teste de Mann-Whitney ($p < 0,001$)

A diferença significativa observada entre os grupos PZrAG e PZrZ para as alterações de topo, pode ser decorrente do pilar PZrZ não descer completamente no hexágono do implante e portanto nem tocar esta área.

Os resultados mostraram que, após carga cíclica, o desgaste da interface implante de titânio/pilar de Zr foi maior do que na interface implante de titânio/pilar de ZrTi, e ao comparar os danos no implante, esta diferença foi bem visível. O desgaste na interface foi diferente entre os três grupos de pilares de Zr avaliados, sendo maior quando conectado ao pilar Zirkonzahn.

Neste estudo, as alterações de superfície do hexágono do implante foram analisadas por meio de comparação das imagens obtidas em MEV antes e pós-ciclagem. Foram considerados o grau e a extensão dos parâmetros, e atribuído um escore para os mesmos. Não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que tenha comparado as alterações provocadas em implantes por pilares de Zr e por pilares de Zr com infraestrutura metálica, personalizados CAD/CAM. Entretanto ao verificar o desgaste nas quinas dos hexágonos, pode-se concordar com o estudo de Brodbeck (2003) que observou que as quinas do hexágono do implante ficaram arredondadas

e o topo do hexágono foi alterado para forma de anel após conexão com pilar cerâmico. Klotz et al. (2011), medindo o desgaste da interface implante Ti/Pilar Zr usando imagens obtidas em MEV, verificaram que o pilar de zircônia provocava desgaste cerca de 8,3 vezes maior do que ocorria com o pilar de titânio sob carga cíclica e que, a proporção deste desgaste reduziu após cerca de 250.000 ciclos. Stimmelmayer et al. (2012) observaram que o desgaste no implante era de 10,2 μ m quando conectado ao pilar de Zr e próximo de nenhum desgaste (0,7 μ m) quando conectado ao pilar de titânio. Embora este estudo, o de Brodbeck, o de Stimmelmayer e o de Klotz tenham utilizado diferentes métodos de avaliação e mensuração de desgaste, impedindo a comparação entre eles, em todos, foi observado maior desgaste da interface implante titânio/pilar de cerâmica (alumina/zircônia) que na interface implante titânio/pilar de titânio. Isto parece justificável, se a distribuição de estresse entre os diferentes componentes for analisada. Se dois componentes com materiais de rigidez diferentes estão em função, a energia de deformação é distribuída para o material de mais baixo módulo de Young (Saidin et al. 2012).

Park et al. (2013) alegaram que a folga provocada pela desadaptação dos pilares pode conduzir ao desgaste pelo atrito do implante, resultando na perda de material e que, este desgaste deve ser considerado na indicação do uso dos pilares personalizados de zircônia. No estudo de Yuzugullu et al. (2008) os conjuntos implante/pilar sujeitos a carga dinâmica, mostraram aproximação das superfícies dos pilares de cerâmica (Zr,Al) conectados ao implante, e os autores atribuíram ao desgaste provocado. Quando metal e cerâmica estão em contato, o metal geralmente torna-se abrasionado. O desgaste pelo atrito ocorre, quando repetidos ciclos de carga e não carga provocam estresse cíclico induzindo a desintegração da superfície resultando na perda de material (Brodbeck, 2003).

Entre os grupos de Zr, as avarias observadas mantêm relação com a forma dos hexágonos fresados nos pilares. Quando a fresagem do pilar cria uma área de alívio na região correspondente a quina do hexágono, as alterações nessa região são menores, o que sugere que alguma incompatibilidade entre eles pode resultar em maiores alterações de superfície. Neste estudo não foi analisada a rugosidade de superfície nos grupos de pilares de Zr, deixadas pelas máquinas CAD/CAM para verificar se teria alguma influência no tipo e extensão do desgaste. Esta seria uma possibilidade de estudo futuro.

É interessante notar que não deveria haver transferência observável de Ti para a superfície dos pilares em Zr, previamente à inserção dos mesmos no implante; entretanto, as imagens obtidas no MO 3D mostraram pequenas manchas escuras em um padrão de distribuição uniforme pela superfície do pilar (Figura 51). Klotz et al. (2011) sugeriram que estas áreas são decorrentes da impureza presente na zircônia antes da fresagem ou representam debris deixados no processo de fresagem do pilar.

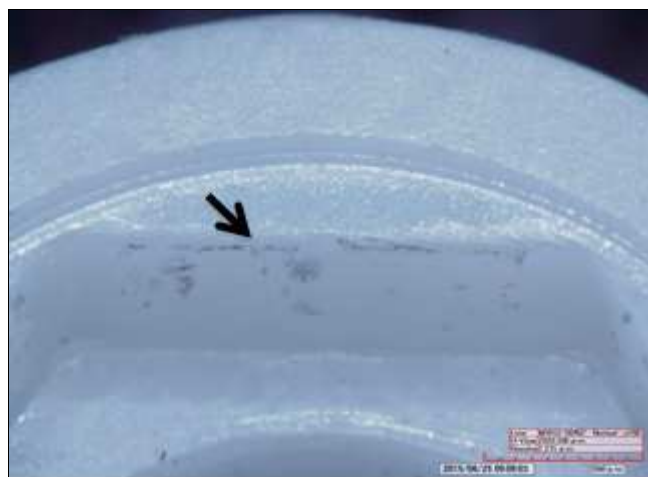


Figura 51 - Manchas acinzentadas no pilar (150x)

As amostras do grupo PZrTiN evidenciaram menor alteração de superfície, seguidas pelas amostras dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ. As ramificações clínicas

destes achados são desconhecidas no momento; entretanto o potencial para afrouxamento de componentes e subsequente fratura e/ou de liberação de partículas e debris de titânio, que podem migrar da interface para o tecido mole e criar uma tatuagem na gengiva periimplantar (Klotz et al., 2011), pode ser uma preocupação. Investigações posteriores deste fenômeno são necessárias para prover melhor compreensão da interação de materiais diferentes no sistema de implantes dentais. Parece favorável o uso de pilares de zircônia conectados a uma infraestrutura de titânio quando possível. Estes pilares associam vantagens como estabilidade mecânica e quase nenhum desgaste na interface titânio/titânio (Brodbeck, 2003).

A figura 52 mostra os valores médios de todas as alterações de superfície nos quatro grupos estudados.

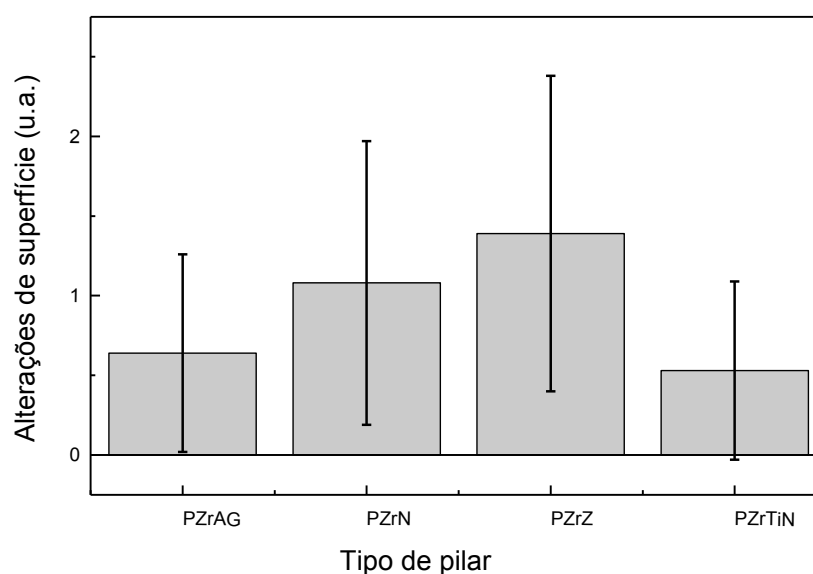


Figura 52 - Valores médios (desvio-padrão) das alterações de superfície nos grupos estudados

Ao analisar o gráfico é possível observar que a dispersão dos resultados aponta para uma falta de regularidade entre as alterações para um mesmo grupo. Pela tabela do anexo A3, onde é possível observar todos os dados dos grupos,

pode-se verificar que não há regularidade entre as amostras de um mesmo grupo, o que possivelmente se deva a alterações nas várias fases do processo CAD/CAM.

5.3 Interface Implante/Pilar: Desajuste Vertical (gap) e Discrepância Horizontal (dh)

5.3.1 Desajuste Vertical (gap)

O sucesso clínico dos pilares de zircônia, em longo prazo, pode ser influenciado pela discrepância marginal. Adaptação marginal inadequada aumenta a retenção de biofilme e altera a distribuição da microbiota bucal, induzindo a doença periimplantar (Jansen et al., 1997). Valores diferentes de gap na interface implante/pilar têm sido relatados por diversos autores, entretanto, há concordância entre eles, que pilares fundidos geram gaps maiores, seguidos pelos pilares sobrefundidos e pilares fresados (Jansen et al., 1997; Byrne et al., 1998). Pilares fresados geram gaps em torno de 10 μ m (Coelho et al., 2007), os sobrefundidos, de 36 a 86 μ m (Kano et al., 2007, Diez et al. 2012) e os fundidos de 118,8 μ m (Kano et al., 2007).

Gap é definido como um micro-espaço existente entre o implante e o pilar (Esposito et al., 1998; Aloise et al., 2010). Este espaço micrométrico, quase sempre, está localizado no nível da crista alveolar (Quirynen & Van Steenberghe, 1993) e atua como reservatório de bactérias, que induzem a reação inflamatória em tecidos moles e duros (Orsini et al., 2000).

Algumas técnicas têm sido reportadas para avaliação do gap entre implantes e pilares. O gap tem sido mensurado por meio da secção transversal do conjunto

implante/pilar (Baixe et al., 2010; Sumi et al., 2012; Park et al., 2013; Cavusoglu et al., 2014) ou pela avaliação externa da interface (Jansen et al., 1997; Canullo, 2007; Yuzugullu & Avci, 2008, Baldassari et al., 2012; Park et al., 2014). O último método foi aplicado neste estudo.

Estudos que avaliaram o gap na interface implante/pilar relataram resultados variados em decorrência da diferença na tolerância de usinagem dos diversos sistemas de implante e dos métodos de mensuração utilizados (Jansen et al., 1997). A mensuração realizada a partir de imagens obtidas no MEV varia, se a distância entre os biséis ou chanfro do implante e do pilar é ou não incluída no cálculo do gap. Se considerada a distância entre os biséis, se evidencia um valor maior, de 36 a 86 μm (Byrne et al., 1998). Assim como neste estudo, na pesquisa de Yuzugullu et al. (2008), a distância entre os biséis não foi considerada, e o valor médio do gap encontrado entre implantes HE e pilares de zircônia foi de 2,52(48) μm .

A tabela com os valores dos gaps antes e após ciclagem pode ser observada no Anexo 4. A figura 53 mostra um exemplo da medição do gap usando imagem obtida no MEV com ampliação de 1000x.

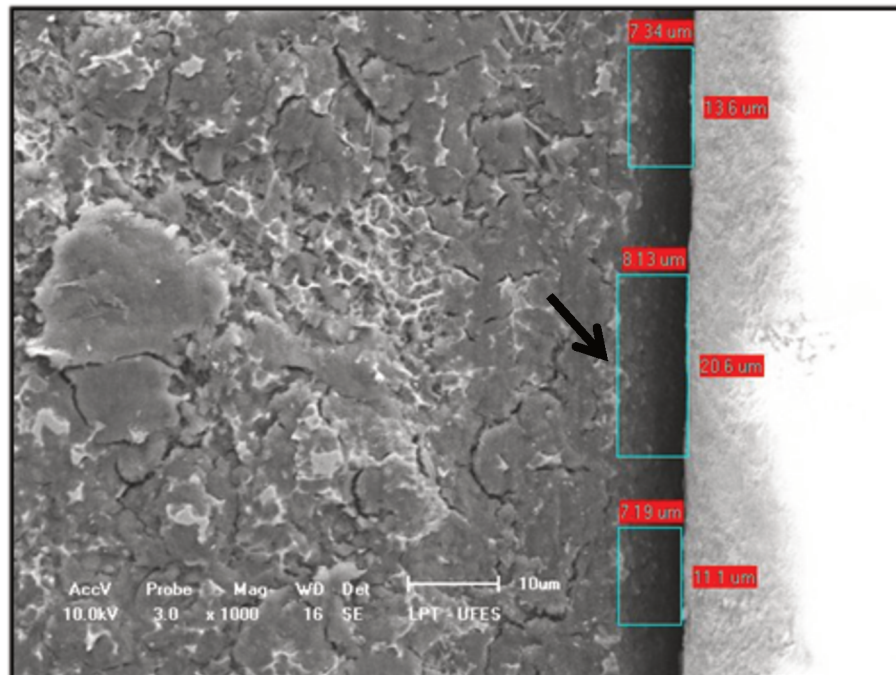


Figura 53 - Imagem da interface implante/pilar (gap) obtida em MEV 1000x

Na Figura 54 é apresentado o gráfico com os valores de gap médio das quatro faces de cada amostra (três amostras de cada grupo) dos grupos estudados, antes e após a ciclagem mecânica.

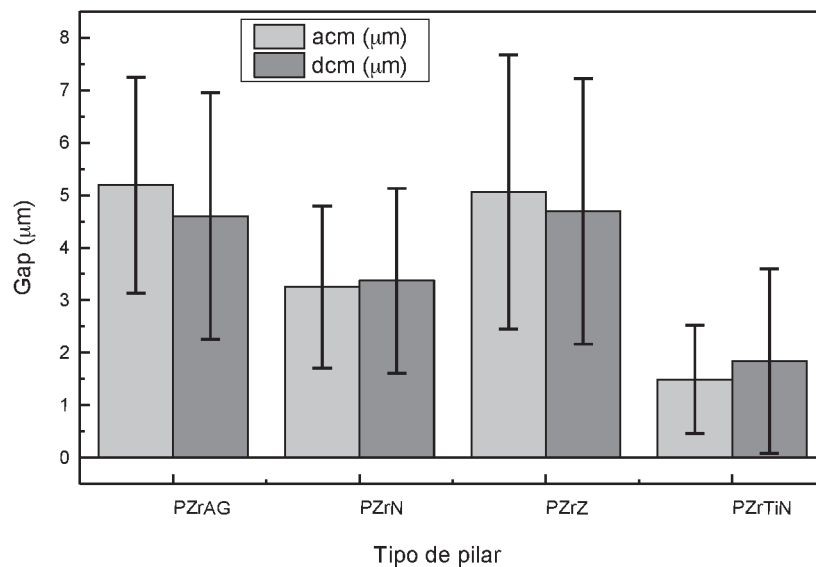


Figura 54 - Gap médio das amostras dos 4 grupos estudados, antes e após ciclagem mecânica

Com relação a interface dos grupos PZrAG e PZrTiN antes (acm) e depois da ciclagem mecânica (dcm), após constatado que os dados não apresentavam distribuição normal (Teste de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$), foi realizado o teste de Wilcoxon que não evidenciou diferença significativa entre os dois momentos para os dois grupos ($p = 0,240$ e $p = 0,820$, respectivamente) (Tabelas 13 e 14).

Tabela 13 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrAG antes e depois da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)	Mediana (μm)
PZrAG acm	11	5,19 (2,06)	4,48 A
PZrAG dcm	11	4,6 (2,4)	4,17 A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos Teste de Wilcoxon ($p = 0,240$)

Tabela 14 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrTiN antes e depois da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)	Mediana (μm)
PZrTiN acm	10	1,49 (1,03)	1,25 A
PZrTiN dcm	10	1,84 (1,76)	1,17 A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos Teste de Wilcoxon ($p = 0,820$)

Para comparação dos grupos PZrZ e PZrN, antes e após a ciclagem mecânica, foi aplicado o teste t pareado pois os dados apresentaram distribuição normal (Teste de Shapiro-Wilk, $p = 0,904$ e $0,065$, respectivamente). Foi observada diferença estatística entre os momentos antes e após a ciclagem mecânica para o grupo PZrZ ($p = 0,037$), mas não para o grupo PZrN ($p = 0,706$) (Tabelas 15 e 16).

Tabela 15 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrZ antes e depois da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrZ acm	12	5,06 (2,61) A
PZrZ dcm	12	4,69 (2,53) B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos
Teste t pareado ($p=0,037$)

Tabela 16 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , do grupo PZrN antes e depois da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrN acm	10	3,26 (1,54) A
PZrN dcm	10	3,37 (1,76) A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos
Teste t pareado ($p=0,706$)

Para comparar os grupos PZrAG, PZrN e PZrZ antes da ciclagem mecânica os dados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) já que apresentaram distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk, $p>0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos ($p=0,06$) (Tabela 17). Da mesma forma, a comparação dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ após a ciclagem mecânica foi realizada com ANOVA (teste de Shapiro-Wilk, $p>0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos ($p=0,339$) (Tabela 18).

Tabela 17 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ antes da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrAG acm	12	5,19 (2,06) A
PZrN acm	11	3,21(1,47) A
PZrZ acm	12	5,06 (2,61) A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos ANOVA ($p=0,06$)

Tabela 18 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ após a ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrAG dcm	11	4,61 (2,35) A
PZrN dcm	10	3,37 (1,76) A
PZrZ dcm	12	4,69 (2,53) A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos ANOVA ($p=0,339$)

Para comparar os grupos PZrN e PZrTiN antes da ciclagem mecânica foi aplicado o teste t heterocedástico, já que os dados não apresentaram igualdade de variância (teste de Brown-Forsythe, $p<0,05$) (Tabela 19). Foi evidenciada diferença significativa entre os grupos ($p=0,006$).

Tabela 19 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , entre os grupos PZrN e PZrTiN antes da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrN acm	11	3,21(1,47) A
PZrTiN acm	10	1,48 (1,04) B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos Teste t heterocedástico ($p=0,006$)

Para comparar os grupos PZrN e PZrTiN após a ciclagem mecânica foi aplicado o teste *t* para amostras independentes (teste de Shapiro-Wilk, $p=0,179$) (Tabela 20). Não foi evidenciada diferença significativa entre os grupos ($p=0,068$).

Tabela 20 - Comparação dos valores de interface (gap), em μm , entre os grupos PZrN e PZrTiN depois da ciclagem mecânica

Grupos	N	Média (DP) (μm)
PZrN dcm	10	3,36 (1,76) A
PZrTiN dcm	10	1,83 (1,76) A

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos
Teste *t* para amostras independentes ($p=0,179$)

Quando comparados os momentos, antes e depois da ciclagem mecânica, só foi observada diferença estatística ($p<0,05$) no grupo do PZrZ. É sugerido que, a já mencionada, incompatibilidade inicial entre o hexágono do implante e pilar, com a ciclagem, pode ter sofrido uma acomodação e levado a redução do gap.

Não foi evidenciada diferença significativa entre os três grupos de pilares de zircônia antes e também após a ciclagem mecânica, entretanto o menor gap médio foi evidenciado no grupo PZrN. Provavelmente este resultado se deva a variabilidade apresentada pelas mensurações e, ao tirar a média dos gaps mensurados nos lados de todas as amostras dos grupos, o resultado tenha sido mascarado. A dispersão dos valores, dado pelo desvio padrão, do grupo PZrN foi a menor, indicando maior regularidade no tamanho do gap.

Ao comparar os grupos PZrN e PZrTiN, diferença significativa só foi observada no momento pré-ciclagem. Em relação a essa diferença, a literatura mostra gaps menores nos pilares de titânio (Baldassari et al., 2011; Alikhasi et al.,

2013). O fato de não ter sido evidenciada diferença significativa entre os dois grupos após a ciclagem, provavelmente se deva ao aumento da dispersão dos dados do gap e em menor proporção, ao ligeiro aumento do gap no grupo PZrTiN, o que está de acordo com o estudo de Yuzugullu, Avci (2008).

A diferença observada entre o momento antes e depois da ciclagem para os grupos PZrN e PZrTiN deve ser avaliada com cautela. Na tabela A4 (Anexo 4) que apresenta as medidas do gap em cada um dos lados da interface no momento pós-ciclagem, observa-se que em algumas amostras houve afastamento da interface em dois lados e nos outros dois aproximação, em outras amostras houve aproximação em um dos lados e afastamento nos outros três. Esse fato demonstra que, na maioria das vezes, ocorreu inclinação do pilar sobre o hexágono do implante, aumentando o gap de um lado e reduzindo do outro. Na análise estatística, quando se tira a média dos quatro lados, o resultado não permite identificar o que, na realidade, ocorreu. Este método, que utiliza a média dos lados, só consegue detectar deslocamento linear e não inclinação.

Na figura 55 (A, B, C e D) é possível visualizar o gap em uma amostra de cada grupo do estudo.

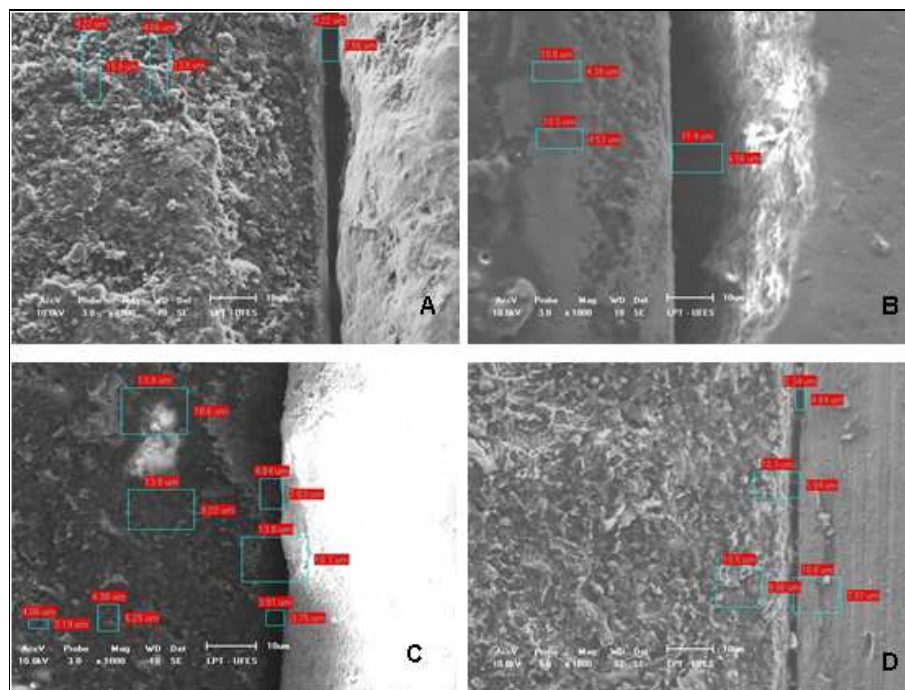


Figura 55 - Gap em amostra dos grupos PZrAG (A), PZrZ (B), PZrN (C) e PZrTiN (D)

Alguns estudos analisaram o gap em pilares de Zr fresados com a tecnologia CAD/CAM. Canullo (2007) verificou gap vertical de $4,78(0,67)\mu\text{m}$, entretanto o processo CAD/CAM escaneou a supraestrutura confeccionada em um compósito foto-polimerizável para realizar a fresagem da Zr e esta foi cimentada sobre um reforço de Ti. Apicelia et al. (2010) comparando seis configurações de pilares pré-fabricados e fresados CAD/CAM de Ti e Zr, verificaram gaps menores que $5\mu\text{m}$ em todos eles. Cunha et al. (2012) estudando a adaptação de pilares Procera CAD/CAM em Zr associado com implantes do mesmo fabricante e com implantes de dois outros sistemas, verificaram que para o do mesmo fabricante (Nobel Biocare) o gap foi de $5,7(0,4)\mu\text{m}$ e para os outros dois, foi quase o dobro. Baixe et al. (2010) comparando pilares pré-fabricados de Zr em 4 diferentes tipos de conexões (conexão externa plana/ SynOcta-Straumann, conexão interna plana/Procera Nobel Replace e internas cônicas/Zirdesign da Astra e Cercon Balance/Dentysply) verificaram que o gap médio, para todos os sistemas, foi menor que $2\mu\text{m}$ e que o

gap reduzia rapidamente da região externa para a interna. Estes resultados apresentaram valores de gap inferiores aos descritos na literatura para pilares de Ti. Baldassari et al. (2012) estudando três configurações implante/pilar personalizados CAD/CAM de Zr e uma implante/pilar de Ti verificaram que o valor do gap variou nas três configurações de pilares de Zr de 1,5 a 34,3 μm . Os valores médios por grupo foram: 8,4(5,6) μm para o Nobel Biocare, 5,7(1,9) μm para o 3i e 11,8(2,6) μm para o Atlantis. Para todos os sistemas de pilares implante/cerâmica os valores de gap foram significativamente diferentes entre as amostras, e o gap foi três a sete vezes maior que do grupo de Ti 1,6(0,5) μm . As combinações implante/pilar de Ti mostraram gaps que variaram entre 1 e 3,5 μm .

Com relação ao material do pilar, Yuguzullu, Avci (2008) observaram diferença significativa no tamanho do gap entre implante/pilar de Ti e implante/pilar de Zr e sugeriram que os diferentes materiais podem ser um fator determinante para a precisa adaptação sob condições de carga. Para Park et al. (2013), as propriedades físicas da zircônia em estado natural, o tipo de conexão implante/pilar e o método de fabricação e/ou experimental influenciam significativamente, a precisão dos pilares de zircônia. Causas prováveis de falha na adaptação incluem a contração de sinterização, o processo de escaneamento, o desenho do *software* compensatório e a fresagem. O processo de sinterização da zircônia do pilar pode alterar a microestrutura e resultar em processo de envelhecimento que influencia as propriedades mecânicas, resistência interna e forma tridimensional do pilar, causando desadaptação entre o pilar e o implante. Hoyer et al. (2001) afirmaram que o gap marginal entre implante e pilar sob carga dinâmica após 500.000 ciclos variam entre 0 a 30 μm , e que estes valores são clinicamente aceitáveis. Desta forma, a

adaptação marginal dos pilares estudados está dentro de limites aceitáveis clinicamente.

5.3.2 Discrepância Horizontal (dh)

Uma correta adaptação implante/pilar pode ser avaliada pela profundidade do gap, discrepância vertical e horizontal e liberdade rotacional (Kano et al., 2007; Vigolo et al., 2008). A figura 56 mostra a média da discrepância horizontal e desvio-padrão para os quatro grupos estudados. Pode-se observar que o grupo PZrTiN não apresentou discrepância horizontal. Entre os três pilares cerâmicos, o grupo PZrZ apresentou o menor valor médio e a maior dispersão de valores, ou seja, em um dos lados da amostra a discrepância chegou a 86 μ m e no lado oposto, o pilar se assentava na área adequada de acoplamento no implante. Este comportamento foi observado nas três amostras analisadas, evidenciando assimetria na forma de adaptação do pilar. As amostras do grupo PZrAG apresentaram a maior discrepância média, seguida das amostras do grupo PZrN, contudo, com dispersão inferior, indicando maior regularidade.

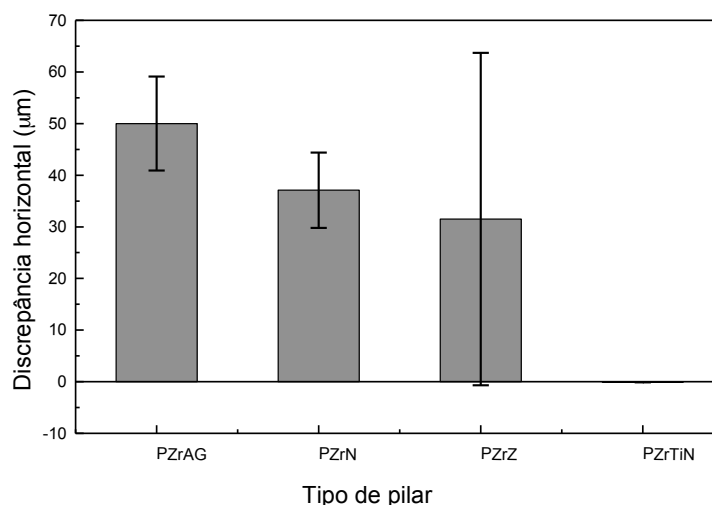


Figura 56 - Média da discrepância horizontal (dh) para os quatro grupos estudados

Depois de verificado que os dados dos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ não apresentavam distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk, $p < 0,050$), foi realizado o teste de Kruskal-Wallis que evidenciou diferença significativa entre os grupos ($p=0,022$) (Tabela 21). Em seguida, com o teste de Dunn foi constatada diferença somente entre os grupos PZrAG e PZrN ($p=0,030$).

Tabela 21 - Avaliação da discrepância horizontal entre implante/pilar nos grupos PZrAG, PZrN e PZrZ

Grupos	N	Mediana (μm)
PZrAG	12	48,85 A
PZrN	12	35,70 B
PZrZ	12	30,45 A,B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos
Teste de Kruskal-Wallis ($p=0,030$)

Para verificar se havia diferença na discrepância horizontal entre os grupos PZrN e PZrTiN (teste de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$), foi utilizado o teste de Mann-Whitney que evidenciou diferença significativa entre os dois grupos ($p < 0,001$) (Tabela 22).

Tabela 22 - Avaliação da discrepância horizontal entre os grupos PZrN e PZrTiN

Grupos	N	Mediana (μm)
PZrN	12	35,7 A
PTiN	12	0 B

Letras maiúsculas diferentes na vertical denotam diferença estatística entre os grupos
Teste de Mann-Whitney ($p < 0,001$)

Nas figuras abaixo, é possível visualizar uma amostra de cada grupo, mostrando o acoplamento do pilar ao implante e a discrepância horizontal nos quatro

lados desta amostra. É importante notar que o acoplamento se dá de forma diferente em cada lado da amostra (Figuras 57, 58, 59 e 60).

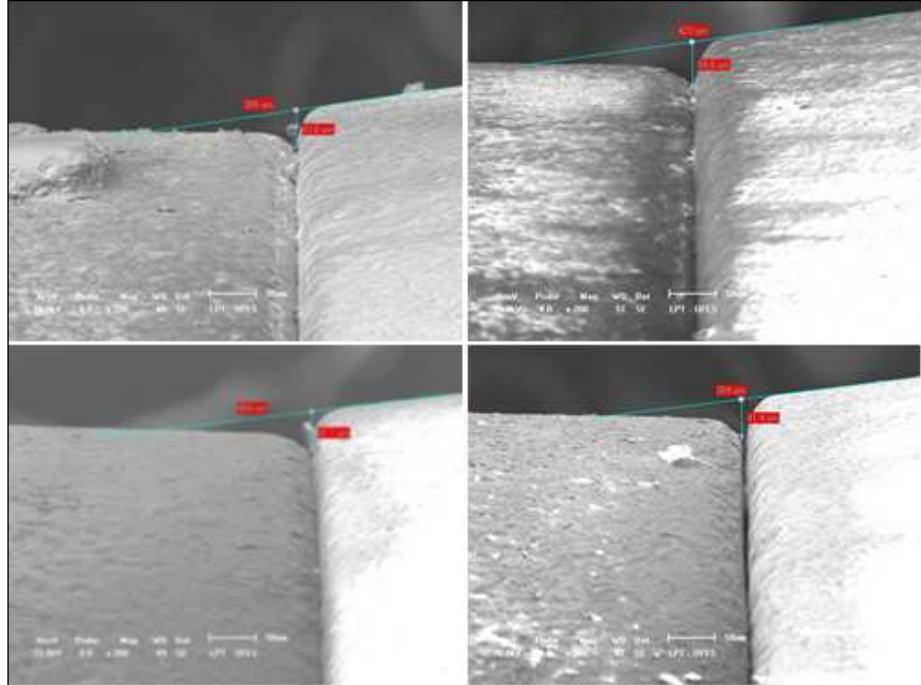


Figura 57 - Imagens de uma amostra do grupo PZrAG mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)

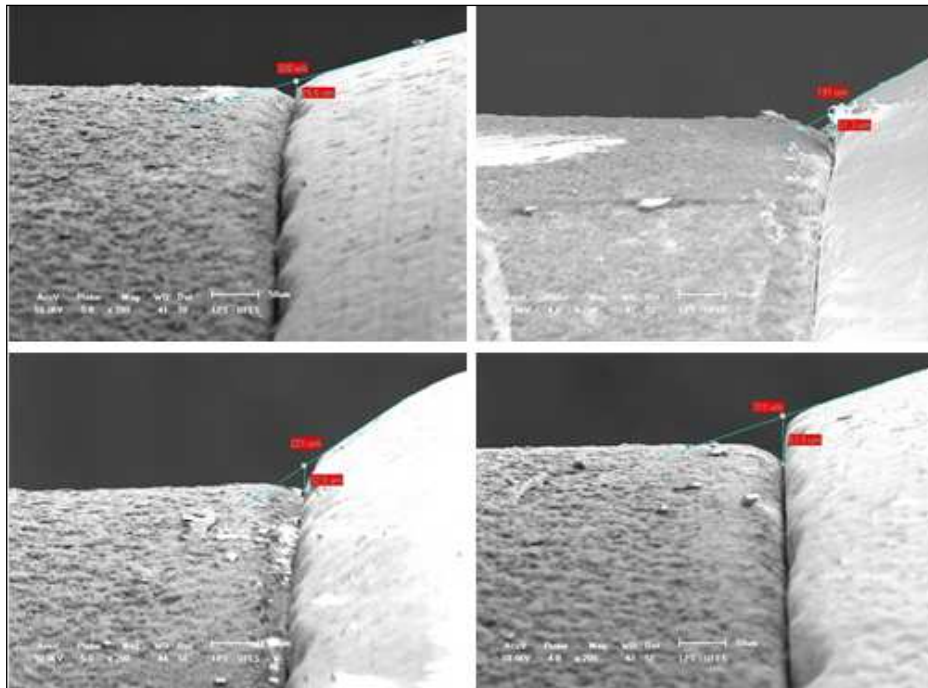


Figura 58 - Imagens de uma amostra do grupo PZrN mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)

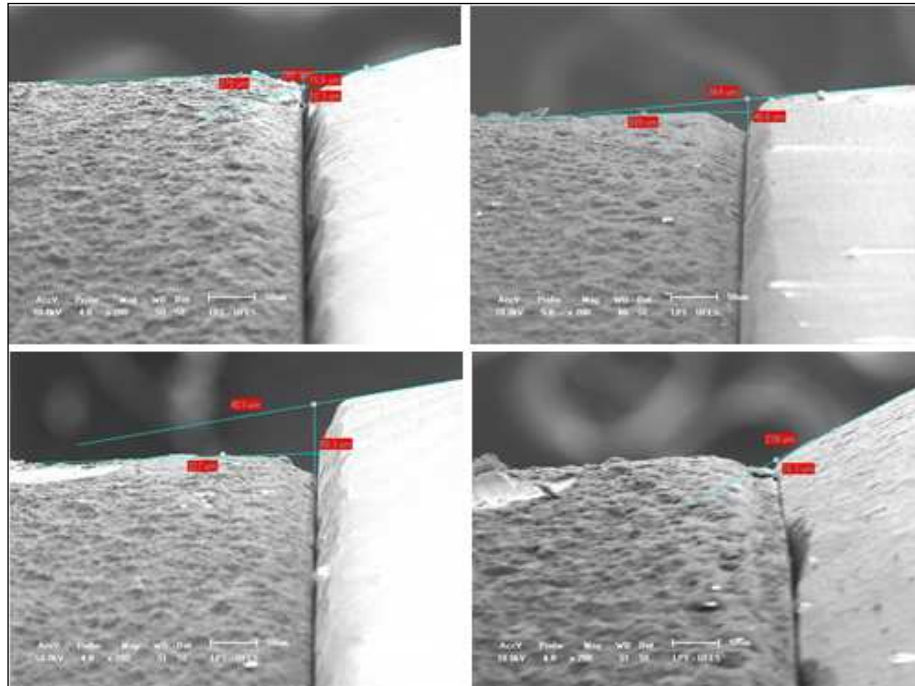


Figura 59 - Imagens de uma amostra do grupo PZrZ mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)

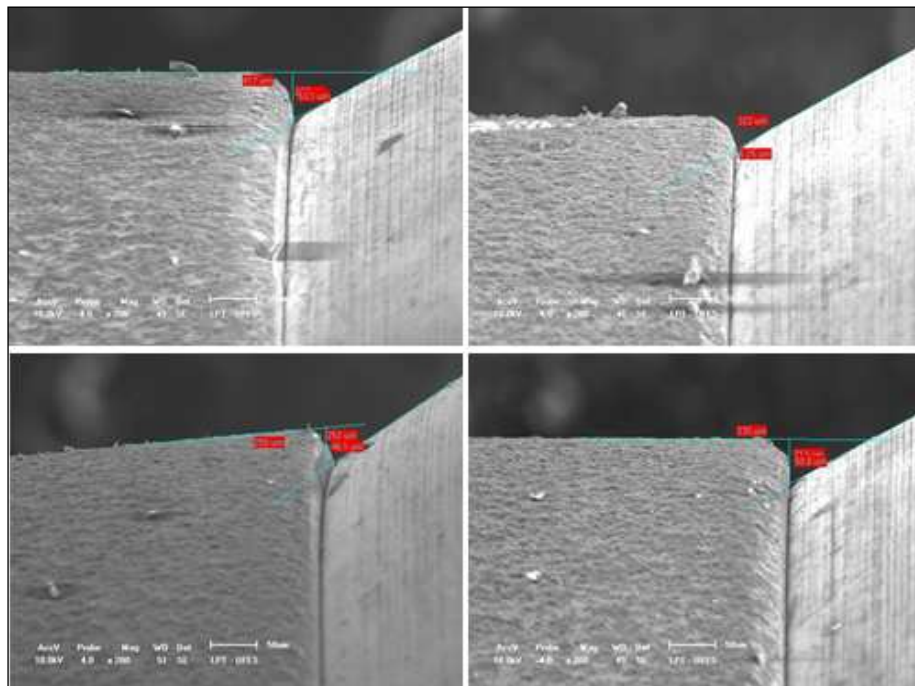


Figura 60 - Imagens de uma amostra do grupo PZrTiN mostrando a discrepância horizontal superior nos quatro lados (200x)

Os implantes utilizados neste estudo apresentavam tratamento de superfície, de forma que o término da superfície de acoplamento (topo do implante), onde os

diversos tipos de pilares deveriam se acoplar, se localizavam aquém do limite externo do implante (observado em MEV e/ou MO 3D). Os pilares do grupo PZrTiN se acoplavam neste local (Figura 60) e os demais além dele.

Ao analisar a discrepância horizontal, ficou evidenciada diferença significativa entre os grupos PZrAG e PZrN e entre PZrN e PZrTiN. Por motivos didáticos, será abordado inicialmente a discrepância entre PZrN e PZrTiN. No grupo PZrTiN foi observada a melhor adaptação do pilar ao implante, com a borda do pilar no término da superfície de acoplamento do implante, imediatamente anterior ao tratamento de superfície do mesmo. O PZrN se acoplou em uma área mais para fora do término, mesmo sendo utilizado o mesmo arquivo de confecção para ambos. A diferença significativa evidenciada entre o PZrAG e PZrN, mostra que a discrepância ainda é maior, quando se considera o Laboratório da AmannGirrbach. Os pilares ainda alternam áreas com diferentes graus de sobrecontorno, pois não há regularidade entre os quatro lados de uma mesma amostra.

No estudo de Yuzugullu, Avci (2008) os autores avaliaram a interface implante/pilar de titânio, alumina e zircônia após carga dinâmica e observaram discrepância horizontal como neste estudo. Cunha et al. (2012) avaliando a interface implante/pilar de Zr Procera em conexões HE, verificaram considerável discrepância horizontal nos conjuntos estudados, sendo menores para os da Nobel Biocare e maiores para os que apresentavam compatibilidade com o sistema, segundo os fabricantes. No estudo de Alikhasi et al. (2013), que comparou a desadaptação horizontal e vertical, liberdade rotacional e perda de torque, entre pilares de zircônia (Zirkonzahn) e de titânio pré-fabricados numa conexão HE, foi verificada diferença significativa na desadaptação horizontal entre os dois grupos. Além disto, maior discrepância vertical foi encontrada no grupo de zircônia comparada ao grupo de

titânio embora a diferença não tenha sido significativa. Segundo os autores, os pilares de zircônia não se adaptam tão precisamente quanto os pré-fabricados de titânio, entretanto a menor precisão de adaptação não parece afetar sua capacidade de manter o torque. Justificaram esta diferença com o segmento do estudo que mediu a concentricidade e mensuração direta do hexágono e da superfície de acoplamento dos pilares de titânio e zircônia, usando um instrumento de mensuração por vídeo. Verificaram que os hexágonos dos dois pilares não tinham medidas comparáveis, o que corrobora os resultados deste estudo.

Nas figuras 57, 58, 59 e 60, onde podem ser visualizados os quatro lados de uma amostra de cada grupo, foi possível verificar a diferença de acoplamento implante/pilar entre os grupos e entre os lados de uma mesma amostra. O fato dos pilares se acoplarem além do término do topo do implante, isto é, passando para a área de tratamento de superfície, pode ter interferido na visualização de um falso gap no momento de avaliar a interface e implicado na presença de várias fraturas nas margens do pilar, detectadas pós-ciclagem, que podem funcionar como um reservatório de bactérias (Figura 61). Os três grupos de pilares de Zr mostraram fraturas de margem, e em menor quantidade o grupo da Neodent.

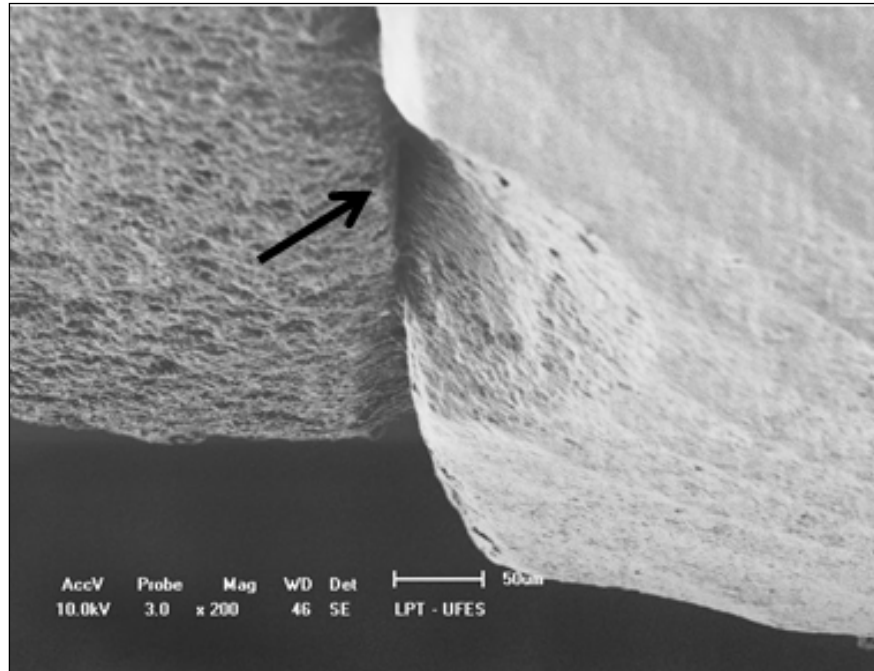


Figura 61 - Imagem de uma fratura na margem do pilar observada pós-ciclagem em uma amostra do grupo PZrZ (200x)

A compreensão das características da interface implante/pilar é benéfica para os clínicos, uma vez que os riscos associados com a desadaptação podem ser compensados pelo controle da localização da interface implante/pilar em relação ao nível ósseo, que tem sido reportado ter impacto na manutenção da margem óssea (Broggini et al., 2006). Como uma demanda estética, especialmente na região anterior, pode algumas vezes, requerer que o implante seja colocado abaixo da crista óssea, é necessário especial precaução durante o acompanhamento (Sumi et al., 2012).

No gráfico abaixo (Figura 62), são mostrados os comportamentos do gap, das alterações de superfície e destorque para os quatro grupos estudados. O PZrZ apresenta o maior valor de destorque, alteração de superfície e gap. O PZrTiN tem o menor valor de gap e menores alterações de superfície.

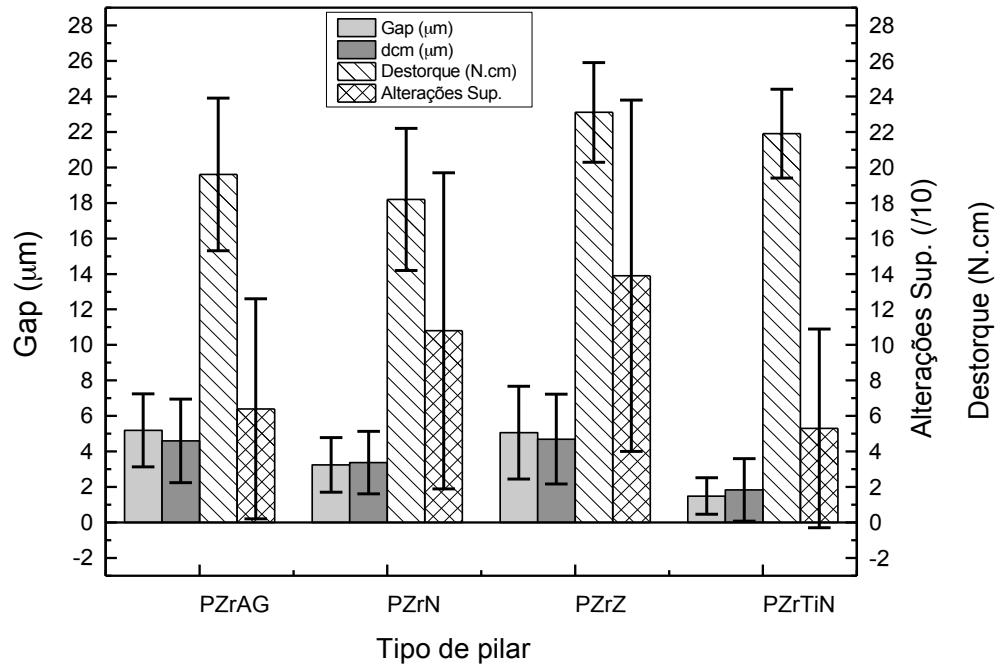


Figura 62 - Gráfico com os valores de gap, destorque e alterações de superfície para os quatro grupos analisados

Quanto à relevância clínica dos resultados deste estudo, não está claro se o desgaste na superfície do implante pode resultar em falhas protéticas que tornem necessária até a remoção do implante. Adicionalmente, somente configuração HE foi utilizada neste estudo e cada geometria, induz um tipo de distribuição de forças, com desgaste em diferentes áreas. Desta forma, estudos para avaliar o desgaste da interface implante/titânio devem ser desenvolvidos, com diferentes interfaces e sob as mesmas condições.

6 CONCLUSÕES

1 - Entre os pilares de zircônia, os fresados pela Neodent apresentaram o menor valor de gap, antes e após a ciclagem mecânica, embora diferença significativa não tenha sido observada entre os grupos;

2 - Entre os pilares de Ti (PZrTiN) e Zr (PZrN) fresados pela Neodent, os de titânio apresentaram menor valor de gap antes da ciclagem. Os pilares de Ti mostraram menores valores de gap que todos de Zr antes e após ciclagem mecânica.

3 - Quando avaliado o gap de cada grupo antes e após a ciclagem mecânica, só o grupo PZrZ mostrou diferença significativa, com menor valor após a ciclagem mecânica.

4 - Quanto à discrepância horizontal, os pilares de Zr mostraram, em graus variados, áreas de sobrecontornos em uma mesma amostra. Os pilares do grupo PZrZ apresentaram menor valor médio e maior dispersão dos valores; os do grupo PZrAG mostraram maior discrepância média e os do grupo PZrN mostraram menor dispersão, indicando maior regularidade;

5 - Entre os pilares de zircônia, a maior alteração da superfície do hexágono do implante foi observada no grupo PZrZ. Entre os pilares de Ti (PZrTiN) e Zr (PZrN) fresados pela Neodent, a maior alteração de superfície do hexágono do implante foi

observada no grupo PZrN. As alterações de superfície mantiveram uma relação com a forma dos hexágonos fresados nos pilares;

6 - Com relação ao destorque, não foi observada diferença entre os grupos de zircônia e também entre os grupos fresados pela Neodent (PZrN e PZrTiN). O valor de torque reduziu em todos os grupos e a perda de torque não provocou a instabilidade da conexão em qualquer das amostras pós-ciclagem.

REFERÊNCIAS¹

1. Glauser R, Saller I, Wohwend A, Studer S, Schibil M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004;17:285-90.
2. Barbosa WFS. Estudo da Resistência de união de cimentos resinosos à cerâmicas a base de dióxido de lítio, leucita e zirconia [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Universidade do Estado de Campinas, 2010. 83p.
3. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-91.
4. Sundh A, Sjogren GA. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneers ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-8.
5. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(9 Suppl 2):89-96.
6. White GE. Osseointegrated Dental Technology. *Implant Dentistry* 1994;3(2):120-2.
7. Binon PP. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):511-9.
8. Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 1993;4:158-61.
9. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, Van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5:239-44.
10. Anderson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. A ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:640-6.
11. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at implant titanium-Zirconia interface: A Pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:970-5.
12. Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 May;10(2):113-21.
13. Park J, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM. Comparison of fracture Resistance and fit accuracy os customized zirconia Abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Impl Dentistry* 2013;15(5):769-78.
14. Mesquita AMM, Souza ROA, Miyashita E. Zircônia em Prótese Dentária. In: Mesquita MMM, Shibli JA, Miyashita E. *Implantodontia clínica baseada em evidência científica: prótese*. São Paulo: Quintessence, 2013. p. 139-55.

¹ Referências elaboradas de acordo com modelo Vancouver

15. Implant News Perio [homepage na internet]. CAD/CAM:uma visão atual [acesso em 13 abr 2016]. Disponível em: <http://www.inpn.com.br/Materia/Index/1166>
16. Kerstein RB, Castellucci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer-generated permanent healing abutments. *CompendContinEduc Dent*. 2000;21:793-7:800-1.
17. Wu T, Liao W, Dai N, Tan C. Design of custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite elements analysis. *J Biomech*. 2010;43:1941-6.
18. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63:22-32.
19. Oh GJ, Yun KD, Lee KM, Lim HP, Park SW. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont* 2010;2:81-7.
20. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CHF. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-8.
21. Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
22. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant Abutment screws before and after simulated function. *Int j Prosthodont* 1993;6:435-9.
23. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-8.
24. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1997;12:527-40.
25. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-92.
26. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing failures of osseointegrated oral implants (II) Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-64.
27. Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piatelli A. Tissue reaction, fluids and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:283-6.
28. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant/Abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex type implants. *J Prosthet Dent* 2001;85:599-607.
29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang RB, Rueggeberg FA. Examination of implant abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.
30. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28:67-73.

31. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant Abutment. *J of Esthetic and Restorative Dentistry* 2003;15:10-23, discussion 24.
32. Strub JR, Rekow BD, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-96.
33. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An In vitro evaluation of Titanium, Zirconia, and Alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575-80.
34. Brogginini N, McManaus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85:473-8.
35. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
36. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007a;22:879-85.
37. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, Microhardness, and Precision os fito n ready-made zirconia Abutment before/after sintering process. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2007b;9(3):156-65.
38. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont* 2007;20:489-93.
39. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Mensurements of the rotational misfit and implant-abument gap of all ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-38.
40. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and Internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia frameworks. *Dental Material Journal* 2007;26(6):820-6.
41. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34:508-16.
42. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implants abutments of diferente materials. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:635-41.
43. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli Z. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments nd CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with hexagonal internal. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:247-52.
44. Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19(4):358-63.
45. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefi P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
46. Karl M, Kelly RJ. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater* 2009;25:1426-32.
47. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac implants* 2010;25:455-460.

48. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implant in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:328-335.
49. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:299-309.
50. Apicella D, Veltri M, Chieffi N, Polimeni A, Giovannetti A, Ferrari M. Implant adaptation of stock abutments versus CAD/CAM abutments: a radiographic and Scanning Electron Microscopy study. *AnnStomatol (Roma)* 2010;1(3-4):9-13.
51. Beuer F, Korczynski N, Rezac A, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet and Investig Dent.* 2010;(2):5-11.
52. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 2011;30(1):97-102.
53. Sumi T, Braian M, Shimada A, Shibata N, Takeshita K, Vandeweghe S, Coelho PG, Wennerberg A, Jimbo R. Characteristics of implant-CAD/CAM abutment connections of two different internal connection systems. *J Oral Rehabil* 2012;39(5):391-8.
54. Cunha TMA, Araújo RPC, Rocha PVB, Amoedo RMP. Comparison of fit accuracy between Procera custom abutments and three implant systems. *Clin Impl Dent and Related Research*, 2012;14(5):772-7.
55. Diez JS, Brigagão VC, Cunha L, Neves AC, Siva-Concílio LR. Influence of diamondlike carbon coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(5):1055-60.
56. Gotfredsen K, Wiskott A. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implant Research* 2012;23(6):238-41.
57. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* 2012;28:1215-20.
58. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of diferente implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J of Dentistry* 2012;40:467-74.
59. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CFJ. Marginal Accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:537-43.
60. AliKhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of Precision off it, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac implants* 2013;28:996-1002.
61. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on inicial screw loosening. *J Adv Prosthodont* 2013;5:21-8.

62. Cavusoglu Y, Gurbuz R, Ceheli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac implants* 2014;29:338-43.
63. Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Wang J, Deng J, Yang J. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *J Dent* 2014;42(10):1353-9.
64. Park JM, Lee JB, Reo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2014;6:46-52.
65. Barwacz CA, Brogden KA, Standord CM, Dawson DV, Recker EN, Blanchette D. Comparison of pro-inflammatory cytokines and bone metabolism mediators around titanium and zirconia dental implant abutments following a minimum of 6 months of clinical function. *Clin Oral Implants Res* 2014;Epub 13 Jan 2014.
66. Farina AP, Spazzin AO, Consani RL, Mesquita MF. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent* 2014;111:499-504.
67. Abdelhamed MI, Galley JD, Bailey MT, Johnston WM, Holloway J, McGlumphy E, Leblebicioglu B. A comparison of Zirconia and Titanium abutments for microleakage. *Clin Implant Dent and Related Research* 2015;7(2):e643-51.
68. Neoshape: Sistema CAD/CAM. [Acesso em 25 de jun de 2014]. Disponível em: <http://www.neodent.com.br/tecnicas-cirurgicas/neoshape---sistema-cadcam/>
69. Bacchi A, Regalin A, Bhering CLB, Alessandretti R, Spazzin AO. Loosing torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coat. *J Adv Prosthodont* 2015;7:375-9.

ANEXOS

ANEXO 1



MODELO DE REQUISIÇÃO DE SERVIÇO

Nome do responsável pela NF e boleto: _____

Telefones de contato do solicitante: () _____

E-mail do Solicitante: _____

Nome do paciente: _____

Descrição do trabalho a ser realizado com CAD/CAM:

Informar -

Material (Zr, CoCr, Ti, E-max): _____

Se for zircônia, optar entre as cores: ()A2 ()Branca.

Interface protética referente à posição do dente: _____

Unitário ou múltiplo: _____

Parafusada ou cimentada: _____

Qual será a finalização da infra-estrutura pós-Neoshape: _____

Se o Implante for CM, a moldagem foi realizada com o transfer.

() EXACT = Anti-Rotacional () Convencional = Rotacional

Solicito munhão CM a ser personalizado: () EXACT () Convencional

Elementos: _____

Complemento: _____

Endereço para entrega: _____

Quero que o retorno do serviço seja em: () SEDEX CONVENCIONAL

() SEDEX 10

Assessor Neodent do atendimento: _____

Quero (via e-mail) receber as imagens enceramento virtual? () SIM () NÃO

Optando por receber as imagens (formato jpeg) do enceramento virtual, aguardaremos a análise e o aceite do solicitante em resposta para executar a produção.

O tempo médio de trabalho são de 5 dias úteis.

Endereço para envio dos modelos:

NEODENT/NEOSHAPE (Michelle)

Endereço: Av. Visconde de Guarapuava. 3.832, Centro, Curitiba, PR, Brasil. CEP: 80250-220.

ANEXO 2

Tabela A2 - Valores individuais de destorque de cada amostra e média de cada grupo pós-ciclagem

Grupos							
PZrAG		PZrN		PZrZ		PZr/Ti	
Amostra	Valor	Amostra	Valor	Amostra	Valor	Amostra	Valor
A1	N	A9	17	A25	20	A17	24
A2	20	A10	17	A26	22	A18	22
A3	22	A11	20	A27	28	A19	19
A4	25	A12	22	A28	22	A20	16
A5	23	A13	20	A29	20	A21	21
A6	13	A14	19	A30	25	A22	21
A7	19	A15	N	A31	23	A23	22
A8	15	A16	21	A32	25	A24	23
Destorque médio (Desvio-padrão)	20(4)		18(4)		23(3)		21,0(2,5)

ANEXO 3

Tabela A3 - Análise das alterações de superfície dos implantes com os respectivos escores, médias e Desvio-padrão

Lado	Alterações	PZrAG			PZrN			PZrZ			PZr/TiN		
		Amostras			Amostras			Amostras			Amostras		
		a	b	c	a	b	c	a	b	c	a	b	C
1	Riscos na face do hexágono	1	0	1	2	1	nc	1	2	1	1	0	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	1	0	3	0	nc	1	2	3	1	0	0
	Amassamento das rebarbas	1	1	0	2	1	nc	1	2	2	1	0	2
	Riscos no topo	0	1	0	1	1	nc	0	3	2	0	0	0
	Alterações na base	1	0	1	0	1	nc	0	0	1	1	1	1
Lado 2	Riscos na face do hexágono	1	1	1	2	1	1	1	1	2	1	1	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	0	0	3	0	0	0	1	3	0	0	0
	Amassamento das rebarbas	1	1	1	2	1	0	2	2	2	1	0	1
	Riscos no topo	1	2	0	1	2	0	1	3	1	0	0	0
	Alterações na base	0	1	1	2	1	1	0	0	1	1	1	0
Lado 3	Riscos na face do hexágono	1	1	1	2	1	1	1	2	0	1	1	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	0	0	3	0	0	0	2	3	0	0	1

	Amassamento das rebarbas	0	1	0	1	0	0	1	1	2	1	0	2
	Riscos no topo	0	2	0	1	1	0	2	2	1	0	0	0
	Alterações na base	0	0	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0
Lado 4	Riscos na face do hexágono	2	1	1	2	1	2	2	3	3	0	0	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	1	0	3	0	0	0	1	0	0	0	0
	Amassamento das rebarbas	0	1	0	2	1	1	0	2	3	1	1	1
	Riscos no topo	0	2	1	1	1	0	1	3	0	0	0	0
	Alterações na base	0	2	1	1	2	1	0	0	1	1	1	1
Lado 5	Riscos na face do hexágono	2	1	1	1	1	1	2	1	2	1	0	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	1	0	3	0	0	2	2	1	0	0	0
	Amassamento das rebarbas	0	1	1	2	1	0	1	3	1	1	0	1
	Riscos no topo	0	1	0	1	2	0	0	3	1	0	0	0
	Alterações na base	0	1	1	1	2	1	0	0	1	1	1	0

Lado 6	Riscos na face do hexágono	1	1	1	1	2	1	0	2	3	1	1	1
	Desgaste na quina do hexágono	0	1	0	3	0	0	3	2	1	0	0	0
	Amassamento das rebarbas	0	1	0	3	1	0	2	2	2	1	1	2
	Riscos no topo	0	2	0	2	1	0	2	3	1	0	0	0
	Alterações na base	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	Média	0,64			1,08			1,39			0,53		
	Desvio-Padrão	0,62			0,89			0,99			0,56		

ANEXO 4

Tabela A4 - Médias das mensurações dos gaps (μm) de cada lado dos pilares acm e dcm, variação do gap pós-ciclagem, média da variação das medidas dos quatro lados de cada amostra; média das médias dos quatro lados acm e dcm; média das variações e desvio-padrão; média de todos os lados de todas as amostras de cada grupo.

Amostra		PZrAG			PZrN			PZrZ			PZrTi		
		Amostras 1, 2 e 3			Amostras 4, 5 e 6			Amostras 7, 8 e 9			Amostras 10, 11 e 12		
		acm (μm)	dcm (μm)	Variação (μm)	acm (μm)	dcm (μm)	Variação (μm)	acm (μm)	dcm (μm)	Variação (μm)	acm (μm)	dcm (μm)	Variação (μm)
1	Lado A	8,13	4,64	-3,5	1,25	1,41	0,16	7,55	6,36	-1,19	1,25	5,00	3,75
	Lado B	4,84	9,44	4,6	0,625	0,902	0,28	5,89	4,64	-1,25	1,25	1,09	-0,16
	Lado C	7,61	obstr.	NA	4,53	4,93	0,40	2,14	1,98	-0,16	3,75	4,69	0,94
	Lado D	5,63	4,17	-1,46	4,63	5,31	0,68	7,19	6,76	-0,43	0,556	0,538	-0,018
Média dos 4 lados		6,55	6,08	0,1(4,2)	2,76	3,14	0,38(22)	5,69	4,94	-0,76(55)	1,70	2,83	1,1(1,8)
2	Lado A	8,85	8,28	-0,57	4,43	4,15	-0,28	3,34	3,61	0,27	2,42	2,18	-0,24
	Lado B	2,50	1,53	-0,967	4,43	5,96	1,53	3,80	3,70	-0,10	obstr.	obstr.	NA
	Lado C	5,52	5,05	-0,47	2,08	2,71	0,63	4,06	2,97	-1,09	2,03	2,34	0,31

	Lado D	3,49	4,48	0,99	2,67	obstr.	NA	4,43	4,03	-0,40	0,781	0	-0,781
Média dos 4 lados		5,09	4,84	-0,25(86)	3,40	4,27	0,63(90)	3,91	3,58	-0,33(57)	1,74	1,51	-0,24(55)
3	Lado A	4,01	3,07	-0,94	4,79	4,11	-0,68	1,61	1,41	-0,20	1,51	1,20	-0,3
	Lado B	4,48	3,54	-0,94	obstr.	obstr.	NA	5,65	5,80	0,15	obstr.	obstr.	NA
	Lado C	2,71	2,38	-0,33	2,6	2,47	-0,13	4,00	4,17	0,17	1,14	1,14	0
	Lado D	4,48	4,08	-0,40	3,28	1,71	-1,57	11,07	10,90	-0,16	0,16	0,19	0,03
Média dos 4 lados		3,9	3,3	-0,65(33)	3,6	2,8	- 0,79(73)	5,58	5,57	0,01(20)	0,94	0,84	0,09(18)
Média das médias		5,20	4,70	0,34	3,24	3,39	0,07	5,30	4,90	-0,37	1,46	1,70	0,27
Desvio-padrão		1,30	1,40	0,28	0,42	0,79	0,76	1,30	1,40	0,38	0,45	1,00	0,77
Média todos os lados		5,19	4,61	-0,36	3,21	3,37	0,10	5,06	4,69	-0,37	1,48	1,84	0,35
Desvio-padrão		2,07	2,35	1,96	1,47	1,76	0,84	2,62	2,54	0,53	1,04	1,76	1,27

ANEXO 5

Tabela A6 - Valor da discrepância horizontal (μm) de cada lado da amostra com a média e desvio-padrão para cada grupo estudado

Amostra	Lados	PZrAG	PZrN	PZrZ	PZr/TiN
1	A	39,7	40,3	0	0
	B	50	40	40,6	0
	C	40,5	33,6	86,3	0
	D	55,5	37,5	20,3	0
2	A	43,8	32,2	43	0
	B	50,8	34,7	52,3	0
	C	47,7	36,7	0	0
	D	41,4	46,1	0	0
3	A	65,6	26,6	0	0
	B	44,5	31,3	0	0
	C	53,9	32	75	0
	D	66,4	53,9	60,9	0
Média		49,98	37,08	31,53	0,00
DP		9,06	7,35	32,33	0,00

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ana Luiza Pinheiro Tannure

Taubaté, agosto de 2016.