

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Paulo Henrique de Souza Pereira

Avaliação da deformação/desgaste, estabilidade do parafuso e do desajuste vertical (GAP) decorrentes do contato titânio/zircônia na interface pilar/implante de implantes de conexões internas e externas sob ciclagem mecânica.

Taubaté - SP
2016

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Paulo Henrique de Souza Pereira

Avaliação da deformação/desgaste, estabilidade do parafuso e do desajuste vertical (GAP) decorrentes do contato titânio/zircônia na interface pilar/implante de implantes de conexões internas e externas sob ciclagem mecânica.

Tese apresentada para obtenção do título de Doutor pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.
Orientadora: Prof^a. Dr^a: Laís Regiane da Silva Concílio

Taubaté - SP
2016

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

P436i Pereira, Paulo Henrique de Souza

Influência da deformação/desgaste, estabilidade do parafuso e do desajuste vertical (GAP) decorrentes do contato titânio/zircônia na interface pilar/implante de implantes de conexões internas e externas sob ciclagem mecânica / Paulo Henrique de Souza Pereira. - 2016.

93f. : il.

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

Orientação: Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio, Departamento de Pós-graduação em Odontologia.

1. Implante de Titânio. 2. Zircônia. 3. Desgaste de hexágono. I. Título.

Paulo Henrique de Souza Pereira

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Lais da Silva Concílio

Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Profa. Dra. Ana Cristina Neves Claro

Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. Rafael Pino Vitti

Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Profa. Dra. Renata Marques Marinho de Melo

Universidade Estadual Paulista

Assinatura _____

Profa. Dra. Ana Paula Rosifini Alves Claro

Universidade Estadual Paulista

Assinatura _____

Dedicatória:

Dedico este trabalho a minha amada esposa Tatiana, a meus pais Aclécio e Marenice e a meus irmãos Daniel e Luciano. Vocês são o meu orgulho, a minha inspiração e a minha dedicação. É por me espelhar em todos vocês que procuro fazer sempre o meu melhor. Amo todos vocês!!!

Paulo Henrique

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Este trabalho, fruto de meu total esforço e empenho, é também sacrifícios de algumas pessoas que abriram mão de minha presença física ou abriram mão de suas presenças física a seus familiares, para me permitirem esta conquista que agora posso dividir com vocês.

Em especial minha amada esposa Tatiana Ribeiro Pereira que se manteve firme e dedicada. O seu apoio é incondicional e a minha gratidão a você será sempre presente em todos os momentos de minha vida. Amo você, muito obrigado.

A meus queridos pais Aclécio e Marenice, sinônimos de dedicação, trabalho e perseverança. Meu orgulho de tê-los como pais é maior que o Mundo. Obrigado por tudo!!

A meus irmãos Daniel e Luciano e aqui posso incluir todas as suas famílias. São mais que irmãos são grandes amigos e sei que estão sempre torcendo por mim e eu por vocês.

A minha querida orientadora professora Doutora Lais da Silva Concílio que se manteve ao meu lado em todos os momentos desta pesquisa, sendo firme quando foi preciso, orientadora quando foi necessário e amiga sempre. Foi muito mais fácil seguir adiante neste trabalho tendo você como orientadora. Meus agradecimentos e amizade a você são e serão sempre infinito.

A todos os professores, mestres, doutores e funcionários na Universidade de Taubaté que se prontificaram a me ajudar nesta pesquisa e em especial a Professora Denise Pontes Raldi, a professora Ana Cristina Claro Neves, ao professor Davi Aquino e ao professor Evandro Luis Nohara na faculdade de engenharia da UNITAU.

Aos técnicos que se empenharam nas análises de imagens especialmente a equipe do CNPEM em Campinas (MEV), ao departamento de materiais da UNESP de Guaratinguetá (ciclagem mecânica) e ao departamento de engenharia mecânica da Universidade de Taubaté, todos responsáveis diretos pelo êxito deste trabalho.

A Neodent, em especial a professora Shaienne Patrícia Gomes por fornecerem os materiais e as informações necessárias para o desenvolvimento e conclusão dessa pesquisa.

Por fim, quero agradecer a Deus e a todos os meus anjos da guarda que através da minha fé me guardam, me protegem e me fortalecem a cada dia.

Muito obrigado !!!!

“ Julgue seu sucesso pelas coisas que você teve que renunciar para conseguir”....

Dalai Lama

Pereira, PHS. Influência da deformação/desgaste, estabilidade do parafuso e do desajuste vertical (GAP) decorrentes do contato titânio/zircônia na interface pilar/implante de implantes de conexões internas e externas sob ciclagem mecânica. [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2016. 93 p.

RESUMO

Hipótese do estudo: Este estudo hipotetiza que a utilização de pilares de zircônia sobre implantes de titânio pode causar deformação/desgaste do hexágono dos implantes podendo levar ao aumento do desajuste vertical (Gap) na interface implante/pilar, desaperto de parafuso das conexões protéticas e conseqüentemente, prejudicar a sua longevidade clínica. **Objetivos:** Avaliar o desajuste vertical (GAP), valor de perda de torque dos parafusos de fixação e desgaste dos hexágonos das conexões internas e externas das interfaces formadas entre pilares de Ti e ZrO₂ e implantes (Ti) antes e após ciclagem mecânica. **Materiais e métodos:** Vinte e quatro implantes foram distribuídos em dois grupos sendo grupo HI:12 implantes de hexágono interno e grupo HE:12 implantes de hexágono externo. Para cada grupo (HE e HI), dois tipos de pilares foram avaliados, formando dois subgrupos (n=6) de acordo com material do pilar: titânio e zircônia, com e sem ciclagem mecânica, totalizando, assim, oito grupos HE/Zr; HE/Zr/Cm; HE/Ti; HE/Ti/Cm; HI/Zr; HI/Zr/Cm; HI/Ti e HI/Ti/Cm. Os implantes foram fixados perpendicularmente ao plano horizontal em resina epóxica, e sobre eles os pilares de diferentes materiais foram parafusados. Coroas em metal (Cr-Co) foram cimentadas sobre os pilares e o conjunto pilar/coroa/implante dos grupos HE/Zr/Cm; HE/Ti/Cm; HI/Zr/Cm e HI/Ti/Cm foram submetidos à ciclagem mecânica (10⁶ ciclos). Os valores de GAP (estereomicroscópio) e a configuração do hexágono do implante (MEV) foram verificados em dois momentos: antes e após a ciclagem mecânica e o valor de destorque (torquímetro analógico), após a ciclagem mecânica. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística observando a normalidade de valores pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Para as posteriores comparações realizou-se a análise de variância (ANOVA - two-way) e teste pós-hoc de Tukey adotando p < 0,05, (5%). A correlação entre essas três variáveis, antes e após a ciclagem mecânica, foram avaliados pelo teste de Pearson. **Resultados:** Os pilares de zircônia em implantes de conexão interna pós ciclagem mecânica HIZrCm (116,97mm²), causaram uma maior deformação na superfície dos hexágonos quando comparados ao mesmo grupo pré ciclagem ([129,25 mm² +/- 8,34 mm²] - 9,5%) (p>0.05). Os demais grupos não apresentaram diferença significativa (p<0.05), [HITi (118,44) HITiCm (115,15 mm² - 2,7%), HETi (73,41 mm²), HETiCm (69,33 mm²- 5,5%), HEZr (73,63 mm²) HEZrCm (68,43 mm² - 5,7%). O destorque dos parafusos de fixação dos pilares dos implantes de conexão interna do grupo HIZrCm (12,00N) (2,25) foram significativamente (p>0,05) menores quando comparados pré ciclagem mecânica HIZr ([20,00N] [+/- 2,25] - 40%) e menores quando comparados aos demais grupos HITi (32,00N) HITiCm (27,58N [1,53 - 13,8%]), HEZr (20N), HEZrCm (17,33N [2,27-13,3%]). **Conclusão:** Os pilares de zircônia de implantes de hexágono interno causaram uma maior deformação na superfície dos hexágonos (p<0,05). O destorque desses implantes de conexão interna com pilares de zircônia (HITi) foram menores quando comparados aos demais grupos. O mesmo grupo apresentou maiores valores de GAP. **Palavras chave:** Implante de Titânio; Zircônia; Desgaste de hexágono.

Pereira PHS. The influence of wear and stability of the screw, and in the analysis of the gap (GAP) of titanium/zirconia though in implant-abutment interface for the for internal and external connections in mechanical cycling [Doctoral thesis]. Taubaté: University of Taubaté, Department of Dentistry, 2016. 93 p.

ABSTRACT

Study Hypothesis: This study hypothesized that the use of zirconia abutments on titanium implants may cause the wear of the implant hexagon and it can lead to the increase of vertical discrepancy (Gap) on the implant / abutment interface, screw loosening on the prosthetic connection and consequently it can damage its clinical longevity. **Objectives:** To evaluate the vertical misfit (GAP), the initial torque value and detorque of fixing screws and the wear of the internal and external connections of the hexagons on the interfaces formed between Ti and Zr pillars and implants (Ti) before and after mechanical cycling as well as the detorque value before and after mechanical cycling. **Materials and methods:** Twenty four implants were divided into two groups: HI group: 12 internal hexagon implants and HE group: 12 external hexagon implants. For each group (HE and HI), two types of pillars were evaluated, forming two subgroups (n=6) according to the material of the pillar: titanium and zirconium, totaling eight groups HEZr, HE/ZrCm; HE/Ti, HI/TiCm; HI/Zr, HI/ZrCm; HI/Ti, Hi/TiCm. The implants were fixed perpendicularly to the horizontal plane by the use of epoxy resin, and pillars of different materials have been screwed on top of them. Metal crowns (Cr-Co) were cemented on the pillars and the foundation set / crown / implants were subjected to mechanical cycling (10^6 cycles). Reviews of GAP values (stereo) and implant hexagon configuration (SEM) were observed in two periods: before and after mechanical cycling, the detorque value (analog torque wrench), was found after mechanical cycling. The results were statistically analyzed by observing the normal values using the Kolmogorov-Smirnov test. For the Parametric averages, it was done the Analysis of Variance test (ANOVA - two-way) and the post-hoc Tukey test using $p < 0.05$ (5%). The correlation between these three variables before and after the mechanical cycling were evaluated by Pearson test. **Results:** The zirconia pillars in internal connection implants, after mechanical cycling (HI/ZrCm - $116,97\text{mm}^2$), showed an increased wear on the surface of the hexagons ($p > 0.05$) when compared on the same group before mechanical cycling (HI/Ti - $129,25\text{mm}^2$ [$\pm 8,34$] - 9,5%). The other groups do not differ significantly ($p < 0,05$), [HI/Ti ($118,44$) HI/TiCm ($115,15\text{mm}^2$ -2,7%), HE/Ti ($73,41\text{mm}^2$), HE/TiCm ($69,33\text{mm}^2$ - 5,5%), HE/Zr ($73,63\text{mm}^2$) HE/ZrCm ($68,43\text{mm}^2$ - 5,7%). The detorque of fixing bolt pillars in internal connection implants with zirconia abutments, after mechanical cycling, (HI/ZrCm [$12,00\text{N}$ (2,25)]) were significantly smaller ($p > 0,05$) when compared to the same group before mechanical cycling HI/Zr ([$20,00\text{N}$] [$\pm 2,25$] - 40%) and significantly smaller when compared to the other groups HI/Ti ($32,00\text{N}$) HI/TiCm ($27,58\text{N}$ [$1,53$ - 13,8%]), HE/Zr (20N), HE/ZrCm ($17,33\text{N}$ [$2,27$ -13,3%]). The same group (Hi/TiCm) also showed the highest GAP values. **Conclusion:** The abutments of zirconia internal hexagon implants showed increased wear on the surface of the hexagons ($p < 0.05$). The detorque of these internal connection implants with zirconia abutments (Hi/Ti) were lower when compared to other same grupos. O group had higher GAP values.

Keywords: Prosthesis on implants; Zirconia; Hexagon wear.

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Fluxograma 1	Grupos amostrais	53
Quadro 1	Distribuição do delineamento experimental	54
Tabela 1	Grupos experimentais	54
Tabela 2	Médias (DP) do desgaste em mm ² da superfície do implante	72
Tabela 3	Médias (DP) do destorque em Newtons (N.cm)	73
Tabela 4	Médias (DP) de fendas (GAP) em micrometros (µm)	74
Tabela 5	Valores da correlação desgaste, destorque e fenda do HI/ZrCm	76
Tabela 6	Valores da correlação destorque (N) X fenda (µm) G3 (HITI)	76

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A e B	A) Nicho para fixação do implante B) Caixa para fixação dos nichos	56
Figura 2	Implantes posicionados sobre o suporte com marcações	57
Figura 3	Intermediário de zircônia e porção coronária	58
Figura 4	Microscopia eletrônica de varredura iniciais, da esquerda para direita: A 40, B 60 e C 70 vezes de aumento, respectivamente	61
Figura 5	Mensuração inicial dos hexágonos dos implantes – Software Image Pro-Plus 6.0 (Media Cybernetics, Inc. Rockville, USA).	62
Figura 6A e B	Torquímetro manual modelo BTG -50CN	63
Figura 7	Conjunto corpo de prova/torquímetro fixados na morsa prontos para receberem o torque inicial	63
Figura 8	Estereomicroscópio – Zeiss-Stemi 2000C (New Jersey-USA)	64
Figura 9	Avaliação de GAP pilares de titânio	65
Figura 10	Corpos de prova sob suporte de PVC prontos para ciclagem Mecânica	66
Figura 11	Máquina universal para ensaios de fadiga (8801 Fatigue Testing Systems-Inglaterra-Reino Unido).	68
Figura 12A e B	A) ação inicial de Gap de grupo (HI/Ti): 6.2 μ m B) avaliação final de GAP grupo (Hi/TiCm): 25.57 μ m	69
Figura 13	Destorque dos parafusos de fixação pós ciclagem mecânica	70
Figura 14A e B	Pilares protéticos de zircônia evidenciando marcas dos desgastes do metal do hexágono dos implantes sobre o pilar protético	73
Figura 15	Pilares protéticos em Zircônia para implantes de HI	74
Figura 16	Sobrecontorno do pilar de zircônia sobre a interface implante pilar dificultando a leitura de GAP	75

SUMARIO

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	12
2. REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 Estudos in vitro e utilizações clínicas dos pilares de zircônia e titânio e dos implantes de conexões externas (HE) e internas (HI).....	16
2.2 Avaliação do desgaste das conexões protéticas em hexágonos internos e externos.	30
2.3 Avaliação da interface pilar/implante.....	38
3. PROPOSIÇÃO	52
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1 Cálculo Amostral	53
4.2 Delineamento experimental	54
4.3 Fixação dos implantes em resina epóxi para avaliação de MEV inicial	55
4.4 Demarcações e identificação das amostras.....	56
4.5 Padronização do pilar protético.....	57
4.6 Padronização e obtenção da parte coronária	59
4.7 Avaliação inicial da interface interna dos hexágonos dos implantes.....	60
4.8 Adaptação dos pilares protéticos e torque inicial	62
4.9 Análise e mensuração inicial da interface pilar/implante (GAP).....	64
4.10 Fixação das amostras para ciclagem mecânica.....	65
4.11 Ciclagem mecânica.....	67
4.12 Avaliação da interface (GAP) final	68
4.13 Avaliação do destorque.....	69
4.14 Avaliação do desgaste dos hexágonos - microscopia eletrônica de varredura final (MEV)	70
5. RESULTADOS	72
6. DISCUSSÃO	78
7. CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS.....	88

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Atualmente, a demanda estética é fator primordial no tratamento clínico de reabilitações orais utilizando implantes dentais. Com isso, utilização de pilares estéticos cerâmicos (coloração esbranquiçada) na odontologia, em geral e especificamente na Implantodontia se tornou uma realidade próxima do clínico e especialista e uma poderosa arma na resolução de complicações estéticas em regiões onde esta demanda é requerida ora por qualidade tecidual perimplantar insatisfatória ora pelo mau posicionamento dos implantes devido a falhas no ato cirúrgico de instalação do mesmo. (Vigolo et al., 2006; Watkin & Kerstein, 2008; Christensen & Ploeger, 2010; Silva et al., 2013).

Mediante ao exposto, novos materiais cerâmicos estruturais e de revestimento vem sendo discutidos e profundamente pesquisados comparativamente ao titânio no intuito de suprir essa necessidade estética e garantir uma função mastigatória apropriada (Yitdirim, 2000; Magne et al., 2008; Jung et al., 2008). Dentre esses materiais cerâmicos estruturais utilizados na confecção de pilares protéticos, o oxido de alumínio assim como a zircônia, (oxido de zircônio) estão, entre essas novas tecnologias. (Vigolo et al., 2006; Gahlert et al., 2007; Jeong et al., 2010; Piconi et al., 2012; Matthias et al., 2014; Passos et al., 2016).

As cerâmicas estruturais a base de oxido de alumínio (cerâmicas de revestimento), descobertas nos meados do século XX e muito difundidas nos anos 90 com a introdução do sistema CAD/CAM (Computer Advanced Design/Computer Aided Manufacutre) marcam o ponto inicial desta transformação estética. Esse material, a base de feldspato (Silicato de alumina e potássio, MICA e Ferro) tem como características principais, uma coloração esbranquiçada que sobreposto aos tecidos

orais finos mascaram o escurecimento dos mesmos causados pelo sombreamento de pilares protéticos em titânio. Entretanto sua resistência flexural baixa (630Mpa) tem mostrado altos índices de fraturas quando expostos as cargas mastigatórias (Vigolo et al., 2006; Piconi et al., 2012). Numa outra linha de novos materiais estéticos utilizados para confecção de pilares protéticos em implantodontia encontra-se a zircônia. Descoberta em 1789 pelo químico alemão Martin Henrich Klaproth, a zircônia é um material polimórfico com resistência flexural muito superior a alumina (900 e 1200Mpa) e o seu reticulado cristalográfico apresenta-se na natureza sobre três formas geométricas básicas: a monoclina, a tetragonal e a cúbica. Cada uma delas, caracterizadas por parâmetros dimensionais e geométricos específicos. Essas formas geométricas variam de acordo com a elevação de temperatura durante o processo de sinterização (formação/queima) da zircônia e conferem a ela, dependendo de sua forma geométrica, maior ou menor estabilidade estrutural (Ytirim et al., 2000; Gahlert et al., 2007; Piconi et al., 2012; Shabanpou et al., 2015; Passos et al., 2016). Diante disso, para suprir essa instabilidade molecular e tornar a zircônia mais dura, mais resistente e mais flexível, em 1929, Ruff et al. demonstraram a possibilidade de estabilização da fase tetragonal - da fase de fusão até a temperatura ambiente - acrescentando no dióxido de zircônio o óxido de cálcio. Este comportamento mais estável da zircônia também foi observado, posteriormente, pelo acréscimo de outros óxidos, tais como: óxido de magnésio e o óxido de ítrio. Esta nova zircônia acrescida destes novos óxidos são conhecidos, atualmente, como zircônia parcialmente estabilizada e conferem a zircônia resistências flexurais e mecânicas muito elevadas tornando-a um bom substituto do titânio em regiões anteriores (Yitirim, 2000; Christensen & Ploeger, 2010; Sui et al., 2015; Zandparsa et al., 2016).

Entretanto, o comportamento clínico desse material ainda é fator de estudo. Os valores de dureza Vickers utilizado na composição química da zircônia – ZrO_2 (1200HVN) são maiores aos valores encontrados para ligas de titânio comercialmente puro (259,9 HVN) usado para fabricação de implantes dentais (Yuzugullu & Avci, 2008, Piconi et al., 2012). Dessa forma, a conexão implante de titânio/pilar protético de zircônia pode ser comprometida.

Alguns autores (Yuzugullu & Avci, 2008; Koltz et al., 2012; Stimmelmayer et al., 2013) avaliaram a interface entre conexões titânio/zircônia e titânio/titânio e verificaram diferença de desgaste na superfície dos hexágonos dos implantes em titânio utilizando pilares de zircônia maiores quando comparados a interface entre implante de titânio e pilar protético de titânio o que pode provocar desaperto do parafuso de fixação do pilar do implante, desgaste do hexágono dos implantes, e em casos mais severos perda do implante dental.

O possível desgaste (deformação) gerado pela interação entre as interfaces titânio/zircônia nas conexões protéticas pode trazer como consequência o desaperto do parafuso de fixação das coroas de próteses implantossuportadas e uma interface entre pilares e plataforma dos implantes propícia a maior proliferação bacteriana tendo em vista o desajuste vertical destes componentes. Este estudo avaliou o desajuste vertical (GAP), valor de destorque dos parafusos de fixação e desgaste dos hexágonos das interfaces formadas entre os pilares de titânio (Ti) e zircônia (Zr) em implantes de titânio (Ti) antes e após ciclagem mecânica simulando uma situação mastigatória habitual.

A hipótese desse trabalho foi de que como a zircônia apresenta valor de dureza superior ao titânio comercialmente puro utilizado nas ligas de implantes convencionais, isso pode proporcionar maior interface de desajuste vertical (GAP),

maior deformação do hexágono do implante e menor valor de destorque entre o pilar de zircônia e implante de titânio, quando comparado ao pilar convencional de titânio sobre os implantes de titânio.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão desta seção as referências estão dispostas em sub ítems de acordo com os tópicos a seguir:

- 1) Estudos in vitro e utilização clínica de pilares de zircônia (Zr), titânio (Ti) e cobalto-cromo (Co-Cr) e dos implantes de conexão externa (HE) e interna (HI);
- 2) Desgastes das conexões protéticas em hexágono externo e interno.
- 3) Avaliações de GAP sobre pilares.

2.1 Estudos in vitro e utilizações clínicas dos pilares de zircônia e titânio e dos implantes de conexões externas (HE) e internas (HI).

Yildirim et al. (2000) reportaram por meio de revisão de literatura as características e peculiaridade da utilização de pilares de zircônia como substituto à pilares metálicos convencionais. Neste estudo, ainda avaliaram a utilização desses pilares com auxílio de exposição de três casos clínicos ilustrativos. Alguns fatores, tais como, perfil de emergência dos pilares, arquitetura gengival adequada, qualidade dos tecidos periodontais, microflora bacteriana no sulco perimplantar e características de cimentação dos pilares protéticos, influenciaram diretamente no desenvolvimento e na escolha dos pilares confeccionados em zircônia. O excesso de cimento em um tecido perimplantar profundo e a microflora bacteriana ascentuada podem provocar a perda dos implantes. Além disso, outros fatores esteticamente desfavoráveis a utilização de pilares metálicos convencionais, se devem ao manchamento gengival provocado pela emissão de óxidos dos pilares protéticos metálicos e a exposição superficial dos implantes. Tais desvantagens podem indicar a boa utilização dos pilares de zircônia com boa resolução protética para casos em que a exigência estética se torna algo

crucial. Contudo, essas descrições de casos clínicos mostram a utilização desses pilares confeccionados em zircônia pelo sistema Cad/Cam totalmente personalizados para uma arquitetura gengival própria, obtida por meio de um escaneamento dos tecidos, como forma de minimizar tais problemas outrora insolucionáveis com pilares convencionais.

Vigolo et al. (2006) propuseram uma análise de interface entre pilares de zircônia, titânio e alumina ambos confeccionados pelo sistema Procera (CAD/CAM Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) em implantes de conexão externa com coroas de dentes individuais. Para isso utilizaram vinte pilares produzidos em titânio comercialmente puro (Nobel Biocare – Procera titânio- Gotemburgo-Suécia), 20 sobre zircônia (CAD/CAM - Procera zircônia - Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) e 20 sobre alumina (CAD/CAM - Procera alumina- Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A liberdade rotacional do pilar foi detectada através de seu assentamento passivo em cada pilar protético no topo do hexágono do implante. Após análise e avaliação de dados estatísticos pelos testes de Barlett (homogeneidade das amostras) e Kolmogorov-Smirnov (normalidade), algumas diferenças significativas foram encontradas em relação à liberdade de rotação entre os grupos. O grupo de titânio e o grupo de zircônia não diferiram significativamente, mas ambos demonstraram liberdades rotacionais médias significativamente menores do que o grupo de alumina ($p < 0,05$). A liberdade rotacional era inferior a 3 graus para todos os pilares. O desajuste hexagonal do pilar Procera no hexágono do implante pode estar diretamente ligado ao afrouxamento do parafuso de fixação da coroa protética. Neste estudo, todos os tipos de pilares confeccionados pelo sistema CAD/CAM Procera mostraram, consistentemente, menos de três graus de liberdade rotacional em uma situação onde o pilar foi ligado a um implante de conexão externa hexagonal.

Magne et al. (2008) reportaram através de um caso clínico, uma resolução protética sobre implante dental utilizando um pilar metálico (GoldAdapt Engaging; Nobel Biocare AB) cimentado a uma estrutura de cerâmica veneer (cooping) por um sistema de cimentação adesiva. Este pilar personalizado foi escolhido devido a falta de espaço mesio-distal, e interoclusal e pelas limitações clínicas e estéticas do caso. A coroa foi cimentada na sua posição ideal, e realizou-se um acompanhamento clínico por um período de cinco meses os quais não observaram limitações clínicas importantes referentes a cimentação das coroas e a resolução estética do caso do caso.

Watkins et al. (2008) descreveram, em dois casos clínicos, a utilização de pilares de zircônia no intuito de mascarar defeitos estéticos gengivais provocados pelo escurecimento de pilares de titânio em tecidos peri-implantares muito finos. Como alternativa a estes pilares, utilizaram, em região anterior, em zona estética, pilares de zircônia confeccionados pelo sistema CAD/CAM (Computer aided design/computer advance manufacture - CAD/CAM technology) e obtiveram resultados estéticos extremamente satisfatórios, mascarando o fundo gengival escuro e melhorando o fator estético para o paciente. Foi observado as características gengivais perimplantares antes e após a sua substituição dos pilares de titânio por pilares de zircônia pré-fabricados pelos sistema CAD/CAM através imagens comparativas fotográficas. Concluiu-se que os pilares de zircônia exercem o mínimo de alterações de coloração nos tecidos perimplantares, podendo ser utilizados em regiões anteriores, sempre que um defeito neste sentido aparecer.

Christensen & Ploeger (2010) conduziram um estudo clínico randomizado de três anos para determinar a diferente performance entre metal, zircônia e alumina em supraestruturas de próteses parciais fixas injetadas por pressão ou estratificadas por

camadas de cerâmica (técnica veneer), para cada tipo de material. Para isso, utilizaram próteses fixas posteriores de três elementos (n=293) sobre dez tipos de combinações de metal/cerâmica diferentes avaliados por 115 dentistas de graduação em 259 pacientes devidamente protocolados. Ano após ano, estes alunos avaliaram in vivo as próteses e a dentição antagônica através de 17 critérios de análise diferentes, enquanto dois cientistas independentes observaram, in vitro, o comportamento das estruturas por meio de imagens impressas em fotografias clínicas coloridas, microscopia eletrônica de escaneamento (varredura) e a partir de modelos providos através do jateamento de ouro em réplicas de poliuretano. Os resultados após análise estatística não mostraram diferenças significativas entre metal (zero fraturas) e zircônia (duas fraturas), porém quando comparados às supraestruturas em alumina houve diferenças significativas (11 fraturas). As cerâmicas estratificadas pela técnica de veneer: CZR Press (Noritake Dental, Aichi, Japan) e Pulse interface (Jensen Dental, North Haven, Conn.) se comportaram melhor sobre as supraestruturas em zircônia e metal respectivamente. Duas cerâmicas injetadas por leucita tiveram estatisticamente menor número de fraturas ($p < 0,05$). Supraestruturas em metal e zircônia se comportaram significativamente iguais enquanto as cerâmicas à base de leucita, aplicadas sobre pressão (injetadas), tiveram menor grau de fraturas que as demais estratificadas.

Iseri et al. (2010) avaliaram a resistência flexural, em cerâmicas estruturais de zircônia por meio do teste de flexão de três pontos em grupos amostrais de diferentes espessuras. Tais grupos amostrais sofreram redução no diâmetro provocado por diferentes tipos de desgastes. Para isso, utilizaram vinte amostras (barras de 21 x 5 x 2mm) divididas em quatro grupos sendo dois com velocidade de desgaste sob alta rotação (n=5), e outros dois utilizando desgaste sob baixa rotação (micromotor e peça

reta - n=5), até que as barras sofressem redução de 1mm considerando um tempo de desgaste contínuo ou um tempo de desgaste curto. O grupo controle foi avaliado sem desgaste (n=5). O teste de flexão de três pontos foi utilizado para avaliação numa máquina de ensaio universal, tendo como deformação padrão 0,5mm/min. O carregamento foi gravado e os dados anotados para análises estatísticas de Kruskal/Wallis com nível de significância de 0.05. Nos grupos testados, as amostras que foram submetidas a um teste de desgaste com baixa velocidade de rotação (peça reta e micromotor) num curto período de tempo de testes, sofreram as maiores alterações flexurais (878.5+/- 198.8Mpa) enquanto os grupos que utilizaram alta rotação sofreram menores alterações (733.8+ - 94.2MPa). O grupo controle foi o grupo mais resistente (928.4+- 186.5MPa), porém não houveram diferenças significativas entre os quatro grupos analisados comparativamente.

Silva et al. (2011) avaliaram em duas etapas, comparativamente, o comportamento de cerâmicas do tipo dissilicato de lítio (LDTC) e zircônia (Y-TZP). e observações clínicas, As análises in vitro foram avaliadas por quatro pesquisadores, por meio de testes de resistência a abrasão realizados utilizando 21 amostras para cada grupo de coroas totais confeccionadas a partir de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y) e cristais de zircônia (IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent) cimentadas (Variolink II, Ivoclar Vivadent) sobre uma base de resina fotopolimerizável (Z100 Restorative, 3M ESPE, St. Paul, Minn) confeccionadas sobre um modelo de trabalho digital. Essas amostras descansaram sobre um substrato a base de água a 37°C por, no mínimo, uma semana antes da execução dos testes mecânicos de ciclagem até a fadiga do material. Após o carregamento progressivo até a fratura (teste de fadiga de material) das amostras os resultados do teste in vitro foram obtidos para análise. Tais resultado mostraram que o grupo amostral contendo

dissilicato de lítio obteve uma resistência mecânica menor quando comparado às partículas de zircônia. Além dessa avaliação esses quatro autores observaram também, o comportamento clínico, in vivo, de tais materiais por um período de quatro a sete anos avaliando a abrasão de coroas através do desgaste superficial e fratura. Em outro ponto da pesquisa, um destes quatro autores realizou, ainda dentro deste estudo randomizado, a avaliação clínica do desgaste da coroa dos dentes antagônicos sobre a pressão de tais materiais. Nos exames in vivo, as restaurações em dissilicato de lítio mostraram-se tão confiáveis quanto as de zircônia. Ainda no estudo randomizado as restaurações em dissilicato de lítio apresentaram um padrão de desgaste dos antagonistas menor que o grupo comparativo em zircônia possivelmente por este último grupo ter um grau de dureza e resistência superiores aos do dissilicato de lítio.

Beuer et al. (2011) avaliaram in vitro o desempenho do contorno de coroas confeccionadas sobre pilares de zircônia para próteses unitárias nos aspectos de transmissão de luz, desgaste de dentição antagonista e de capacidade de suporte de cargas. Para isso, quatro grupos de três amostras foram criados sobre 12 estruturas de metal sendo o primeiro contendo coping de zircônia aplicados com pó de porcelana (técnica de veneer), a segunda tendo coping de zircônia usinada pelo sistema CAD/CAM (técnica sinterizada), a terceira o contorno total do coping em zircônia glazeado, e a quarta técnica utilizando coping de zircônia completamente polida. Todos os copings tinham as mesmas dimensões. Após os testes de translucidez as coroas foram cimentadas sobre as estruturas metálicas. As amostras foram submetidas a carregamento progressivo (1.200.00 ciclos mecânicos com 5kg de carga, 0,7mm de deslocamento, e 320 mil termociclos). Após estes testes, o desgaste e a resistência foram mensurados. Todas as amostras foram carregadas até a sua

fratura. Os resultados mostraram, no grupo das zircônias polidas, um grau de translucidez maior quando comparado aos demais grupos ($p=0,003$), neste grupo observou-se um menor grau de desgaste das restaurações ($p=0,001$) e um maior desgaste com os dentes antagonísticos ($p=0,016$) quando comparado aos demais grupos. As coroas de zircônia glazeadas tiveram um desgaste do antagonista similar às coroas confeccionadas pela técnica da cera perdida (venner) ($p=0,513$ –teste - Post-Hoc). As coroas confeccionadas pela técnica da cera perdida (veneer) mostraram uma menor capacidade de absorção de cargas quando comparada aos demais grupos ($p<0,01$ –ANOVA). As coroas de zircônia confeccionadas pela técnica de injeção e glazeadas podem ser uma alternativa às zircônias confeccionadas pela técnica da cera perdida (veneer).

Wael et al. (2012) avaliaram o efeito da espessura da parede, bem como sua preparação (desgastes) sobre a resistência dos pilares de zircônia fixados a implantes dentais. Para isso foram utilizados 64 implantes de dimensões 4,0 x13 mm (Nobel Replace Straight Groovy, Nobel Biocare, AB, Göteborg, Sweden) divididos em quatro grupos de 16 espécies por grupo. O Grupo controle foi composto por implantes de titânio e pilares de titânio confeccionados pelos sistema CAD/CAM (NobelProcera™ Titanium RP, Nobel Biocare AB) e os outros três grupos compostos por implante de zircônia (Zr-8, Zr-18, and Zr-1) e pilares de zircônia confeccionados pelos sistema CAD/CAM (Nobel Procera Zircônia RP, Nobel Biocare AB) com espessuras de paredes diferentes. Os pilares do grupo Zr-8 tinham uma espessura de paredes de 0,8 mm, enquanto à espessura das paredes dos pilares do grupo Zr-18 foram reduzidas, por preparo com alta rotação, partindo da espessura inicial de 1 mm até a redução final de 0,8mm. O grupo Zr-1 ($n=16$) tinha uma espessura de paredes de 1 mm padronizadas. Todos os pilares tinham uma altura padronizada total de 9,5mm

sendo 7mm supra gengivais (porção oclusal) 1mm de espessura do pescoço do pilar e 1,5mm de perfil de emergência. Após a confecção dos pilares pelo sistema Cad/Cam, todas as espécies foram levadas para uma máquina de ensaios universal (Willytech, Munich, Germany) para a avaliação da resistência a fratura por um milhão e duzentos mil ciclos com uma força aplicada a 3mm do centro das coroas e 1.6Hz de velocidade de ciclo. A resistência média para valores de fratura (N) antes e após envelhecimento foram, respectivamente: grupo Ti: 500N-504N; grupo Zr-8: 487N-491N; grupo Zr-18:490N-451N; e o grupo Zr-1:519N-480N. Nenhum índice de significância foi encontrado entre grupos após o envelhecimento das amostras ($p > 0,05$). Todos os pilares testados têm o potencial de sustentarem forças oclusais fisiológicas na região anterior (>200 N). Essa aplicabilidade de resultados deve ser verificada também para outros sistemas de implantes.

Lima et al. (2013) avaliaram o efeito do envelhecimento por ciclagem mecânica (três milhões de ciclos a uma frequência de 1Hz) na resistência à flexão de quatro materiais cerâmicos utilizados na confecção de próteses parciais fixas livres de metal. Para isso, quatro grupos foram criados sendo: Grupo a) - zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y -TZP); Grupo b) - alumina policristalina (AL); Grupo c) - compósito de alumina infiltrado por sílica (ICA) e Grupo d) - compósito de alumina e zircônia infiltrado por vidro (ICZ). Além disso, avaliaram também o efeito da ciclagem mecânica no conteúdo de fase monoclinica de duas cerâmicas odontológicas contendo zircônia: a) zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio e b) - compósito de alumina e zircônia infiltrado por vidro cerâmico. Discos cerâmicos (12mm x 1mm) foram confeccionados conforme as recomendações dos fabricantes e testados em resistência à flexão biaxial. O grupo controle (sem ciclagem) de todos os materiais estudados foi submetido à estatística de Weibull para

determinação da resistência característica e módulo de Weibull (m). Os grupos envelhecidos mecanicamente foram fraturados em flexão biaxial e os valores obtidos foram comparados com seus respectivos grupos controle. A análise de difração de raios X (DRX) foi realizada para verificar o conteúdo de zircônia monoclinica. Os valores médios de resistência à flexão apresentaram diferença estatisticamente significativa para ambos os compósitos estudados, sendo que ICA apresentou diminuição no valor médio de resistência após a ciclagem mecânica (controle: 309,5MPa; ciclado: 257,1MPa) e ICZ, por outro lado, mostrou aumento da resistência após aplicação do protocolo de envelhecimento (controle: 315,6MPa; ciclado: 359,1MPa). As médias obtidas para materiais policristalinos foram semelhantes entre seus respectivos grupos ciclado e controle, com valores de 786,1MPa (controle) e 841,7MPa (ciclado) para Y-TZP e 383,5MPa (controle) e 405,4MPa (ciclado) para AL. Nos padrões de DRX das superfícies polidas de amostras de Y - TZP e ICZ dos grupos controle e ciclado foram observados apenas picos de difração correspondentes à fase da zircônia tetragonal. Contudo, apenas o compósito ICA apresentou diminuição significativa nos valores de resistência à flexão após a aplicação do protocolo de ciclagem. Os outros materiais testados não sofreram degradação significativa da resistência, mostrando, portanto, um melhor desempenho mecânico após uma simulação de três anos de utilização clínica. A ciclagem não causou aumento no conteúdo de zircônia monoclinica nos materiais Y- TZP e ICZ.

Delben et al. (2013) avaliaram a influência de diferentes pilares e materiais de recobrimento estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implantossuportadas, submetidos a sucessivos reapertos e ciclagem mecânica. Foram confeccionadas sessenta coroas de acordo com os grupos de estudo ($n=12$): Grupo I - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas

metalocerâmicas, Grupo II - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalo-plásticas, Grupo III – pilares do tipo UCLA fundidos em liga de titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo IV – pilares do tipo UCLA fundidos em liga de titânio para obtenção de coroas metalo-plásticas, Grupo IV - pilares de zircônia obtidos pelo sistema CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) para obtenção de coroas cerâmicas. As coroas foram unidas a implantes de hexágono externo por meio de parafuso de retenção quadrado de ouro com torque de inserção de 35N e submetidas à ciclagem mecânica com aplicação de carregamento vertical dinâmico de 50N a uma frequência de 2Hz. Valores de destorque foram mensurados antes da ciclagem mecânica e após cada período de 1×10^5 ciclos seguindo de reaperto de parafusos de fixação com 35N de modo a completar 1×10^6 ciclos. Mensurações da desadaptação vertical na interface pilar-implante foram realizadas através de estereomicroscopia inicialmente e ao final da ciclagem mecânica. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância, teste exato de Fisher, teste T-pareado, teste T-Student e correlação linear de Pearson ($P < 0,05$). Todas as mensurações de destorque foram inferiores ao torque de inserção de 35N. Houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque dos cinco grupos ($P < 0,05$) tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) entre os valores de destorque mensurados antes e após a ciclagem para cada grupo, exceto para o grupo IV ($P < 0,05$). Em relação à desadaptação vertical, os grupos III e IV apresentaram as maiores médias de desadaptação. No entanto, não foi estabelecida correlação significativa ($P > 0,05$) entre desadaptação vertical e valor de destorque. Diante dos resultados, conclui-se que houve redução do torque de inserção independente do tipo de pilar e material de recobrimento estético. Embora os

pilares fundidos em titânio tenham apresentado maior desadaptação, não houve influência na estabilidade da junção, visto que a manutenção do torque foi suficiente para resistir ao afrouxamento do parafuso, tanto inicialmente, como após a aplicação de carregamento.

Neste estudo, Shabanpour et al. (2015) compararam a resistência à fratura e modo de falha de pilares de zircônia e titânio com diâmetros diferentes. Quatorze grupos de pilares, incluindo zircônia pré-fabricada, zircônia moída contra cópia e pilares de titânio de um sistema de implante (XiVe, Dentsply - USA) foram preparadas em diferentes diâmetros. Uma carga vertical crescente foi aplicada a cada corpo de prova até a sua fadiga por meio de uma máquina de ensaio universal (INSTRON 8008-England - UK) e a sua resistência à fratura foi medida para cada grupo através desta máquina. Além disso, os modos de falha foram estudados e classificados como fratura de parafuso de pilar, fratura da área de conexão (interface hexagonal do pilar), fratura do corpo do pilar, o destorque do corpo do pilar, destorque do parafuso de fixação e o destorque da área de conexão. Os grupos foram comparados estatisticamente usando testes univariados e post-hoc. O nível de significância estatística foi estabelecido em 5%. O tipo de usinagem dos pilares protéticos ($p = 0,03$) e o diâmetro destes pilares ($p < 0,001$) obtiveram um efeito significativo na resistência à fratura de pilares. A resistência à fratura de pilares com 5,5 mm de diâmetro foi maior do que outros diâmetros ($p < 0,001$). Os modos de falha observados eram dependentes do material de fabricação dos pilares. Todos os pilares de titânio pré-fabricados pelo sistema CAD/CAM fraturaram sobre os parafusos dos pilares protéticos. O destorque do parafuso do pilar protético, fraturas na área de conexão, e fratura do corpo do pilar foram os tipos de falhas mais comuns observadas em outros grupos. O diâmetro da plataforma do implante teve um efeito significativo na resistência à fratura de pilares,

como pilares com diâmetros maiores foram mais resistentes a cargas estáticas. Os pilares fabricados pela técnica de pó/ pincel e refratário apresentaram menor resistência à fratura em comparação com outros grupos experimentais. Embora pilares de zircônia tenham recebido grande atenção na odontologia moderna, algumas ressalvas devem ser observadas com precaução antes da sua utilização em reabilitações orais extensas e sobre implantes de plataforma reduzida.

Bittencourt et al. (2016) avaliaram a interação tecidual periimplantar e a estética tecidual periimplantar de pilares de zircônia fabricados pelo sistema CAD/CAM em pacientes. Vinte e cinco pacientes implantossuportados receberam pilares de zircônia com coifas CAD / CAM de zircônia em região estética. Os implantes foram avaliados por um período de (interface pilar/implante), aos três e seis meses em função através de imagens radiográficas. As análises radiográficas mostraram cristas ósseas estáveis ao redor dos implantes sem a perda óssea significativa ($p < 0.05$). Em relação a estética periimplantar, observou-se clinicamente uma melhora do quadro estético decorrido o tempo ($p > 0,05$) ou seja, houve uma melhora na remodelação tecidual em seis meses após a instalação das coroas protéticas, devido a uma melhor conformação tecidual sobre os pilares em zircônia. Os índices de sangramento gengival medidos foram constantes em todos os intervalos de tempo e o acúmulo de biofilme diminuiu no período de três a seis meses. As coroas em zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM foram clínica, radiográfica e esteticamente estáveis durante o período do estudo.

Lopez-Suares et al. (2016) têm como objetivo desse estudo, investigar e comparar a adaptação marginal de próteses dentárias fixas posteriores (FDPS) confeccionadas em zircônia pela técnica de sinterização monolítica e pela técnica de CAD/CAM (assistida por computador) com próteses fixas metalo-cerâmica (FDS).

Para isso, trinta modelos de aço padronizados estavam preparados para receber próteses fixas de três elementos posteriores. As amostras foram divididas aleatoriamente em três grupos ($n = 10$): (1) (grupo controle) de metal-cerâmica, (2) zircônia revestida, e (3) zircônia monolítica. Todos os FDP foram cimentadas usando um cimento de ionômero de vidro. As amostras foram submetidas a ciclos térmicos (5°C a 55°C). Um microscópio eletrônico de varredura (SEM) com uma ampliação de $\times 500$ foi usado para as medições. Os dados foram analisados estatisticamente por meio de análise de uma via de variância e teste t pareado. RESULTADOS: Os grupos de zircônia mostraram discrepâncias marginais verticais semelhantes, e não foram observadas diferenças significativas ($P = 0,661$) na adaptação marginal entre esses dois grupos. Não foram observadas diferenças marginais entre as superfícies ou pilares em ambos os grupos. As próteses fixas em zircônia monolítica apresentaram discrepâncias marginais verticais semelhantes às confeccionadas pela técnica de CAD/CAM. Não foi observada influência nas medições de localização.

Passos et al. (2016), em um estudo retrospectivo de 12 anos de revisão de literature, avaliaram as complicações, o sucesso, e as taxas de sobrevivência de pilares de zircônia de diferentes designs de implantes. Restaurações em região anterior de dentes individuais suportadas por implantes foram avaliadas em função no período entre um e 12 anos. Para isso, cento e cinquenta e oito pilares de zircônia foram instalados em cento e quarenta e um pacientes para observações mecânicas tais como, ausência de fraturas dos pilares, e perda de retenção das coroas protéticas por desaperto do parafuso de fixação. Além disso, foram observados os parâmetros das condições periimplantares. A análise estatística foi realizada utilizando teste exato de Fisher, e as análises dos níveis ósseo foram vistas utilizando o teste U não paramétrico de Mann-Whitney para dados não-normalmente distribuídos. Dentre as

restaurações presentes no referido estudo, dezesseis apresentaram diferentes complicações. No entanto durante a análise das plataformas dos pilares, não se observou qualquer diferença significativa entre as plataformas regulares e as plataformas reduzidas (swiching). Contudo, as plataformas regulares apresentaram maior perda óssea marginal quando comparadas as plataformas reduzidas seguindo até cinco anos. As plataformas reduzidas têm um potencial maior de riscos de fratura, em alguns designs de modelos. Neste estudo, os modelos que utilizaram plataforma regular em regiões anteriores, bem como duas plataformas reduzidas adjacentes (swiching) parecem resistir mais, independentemente da largura do implante. As taxas de sobrevivência e de sucesso foram 93,8% e 81,2% (até > 7 anos ≤ 12), respectivamente, para a plataforma regular; e 90 e 84% (até > 2 anos ≤ 5), respectivamente, para a plataforma reduzida. Em geral, os implantes de plataforma regular restaurados com pilares de zircônia foram estáveis para os períodos mais longos de observação e são uma alternativa viável de tratamento em áreas anteriores. Alguns dos artigos revistos, mostraram que as plataformas reduzidas utilizando pilares de zircônia apresentaram um bom desempenho clínico para até cinco anos de uso.

Zandparsa & Albosefi (2016) avaliaram in vitro, comparativamente a ação de cargas sobre a fratura de pilares de zircônia customizados em diferentes angulações e espessuras. Para isso, utilizaram quarenta pilares de zircônia divididos em quatro grupos diferentes sendo o primeiro grupo A1 com 0.7mm de espessura e angulação de 0 graus, o grupo A2 com espessura de 0.7mm e angulação de paredes de 15 graus, o grupo B1 com espessuras de 1mm e angulação de 0 graus, e o grupo B2 com paredes de 1mm de espessura e angulação de 15 graus. Em todos os grupos os pilares dos implantes foram fixados a réplicas dos implantes e estes, unidos a uma base de resina acrílica para sua fixação. Os torques foram dados aos pilares utilizando

para isso um torquímetro manual. Todos os corpos de prova foram fixados e montados em uma matriz metálica e submetidas ao teste de cisalhamento até a sua falha total usando, para isso, uma máquina universal de ensaios com velocidade de ciclos de $0.5\mu\text{m}/\text{min}$ velocidade. A força transferida pela máquina foi colocada na face lingual dos pilares personalizados em zircônia 2mm abaixo da borda incisal. Os corpos de prova utilizados neste estudo não incluíram uma coroa protética. A máquina universal de ensaios foi controlada por um sistema de software de computador, que também completou o diagrama de tensão-deformação e gravou as cargas de fadiga de ruptura aplicadas sobre os corpos de prova. As cargas aplicadas para fadiga foram registradas para comparação entre os grupos e submetido a análise estatística (ANOVA de duas vias e de Kolmogorov-Smirnov). A carga de fratura média de pilares personalizados zircônia entre os grupos (A1 a B2) variou de $432 \pm 97\text{N}$ a $746 \pm 275\text{N}$. Os pilares angulados personalizados em zircônia exibiram o maior índice de fratura, que foi estatisticamente significativa ($p = 0,045$). A espessura do pilar personalizado zircônia também teve uma influência positiva sobre a resistência das amostras ($p = 0,005$).

2.2 Avaliação do desgaste das conexões protéticas em hexágonos internos e externos.

Bayer et al. (2010) compararam o desgaste da superfície interna de pilares cônicos de ouro galvanizado com dois grupos de materiais, contendo o primeiro, copings cônicos em ouro e o outro em zircônia. Quinze amostras de cada grupo foram confeccionadas e coladas sobre a estrutura em ouro galvanizado. Um teste foi realizado sobre 5000 ciclos numa máquina de desgaste e após o mesmo, um outro teste, agora sobre carregamento. Aplicou-se, então, uma força sobressalente de 80N sobre as amostras um milhão de vezes. As forças retentivas e a correlação de

distâncias entre inserção e separação de componentes foram avaliadas. Os testes de desgaste foram mensurados em três fases sendo a primeira, o começo, a segunda, medição inicial, e a terceira medição em longo prazo. Os resultados obtidos para os testes de desgaste encontraram alterações significativas para o deslocamento das coroas nas fases iniciais nos dois grupos (DF: A 1.85N, B p 1.39N, $P=0.0028$; DFd: A 0.155Nmm, B p 0.2685Nmm, $P=0.0378$). Na fase de medição a longo prazo, o comportamento dos dois grupos não mostrou diferenças significativas para força e deslocamento integral. Ambos os grupos mostraram capacidade de retenção aceitáveis e as forças de torque sobre os copings de zircônia parecem ser menores.

Ellakwa et al. (2011) avaliaram in vitro, o efeito que as angulações de três pilares de implantes com três espessuras diferentes exercem na resistência à fratura de overlays em zircônia fabricadas pelo sistema CAD/CAM (Cercon® system). A partir disto, três grupos de pilares de 15 amostras ($n=15$), codificados de A a C, com diferentes angulações de pilares de implantes (Grupo A/0, grupo B/15 e grupo C/30 angulação) foram constituídos. Para esses três grupos de 15 amostras foram confeccionadas pelo sistema de moagem das partículas de zircônia (Cercon system) cinco coroas overlay para cada angulação de cada grupo totalizando 45 overlays. Cada grupo de cinco overlays foram construídas utilizando padrões de espessuras diferentes que variaram de 0.4, 0,6, 0,8mm. As restaurações finais cimentadas às coroas foram preparadas e armazenadas em água destilada à temperatura da boca (37°C) durante 24 horas antes do teste. As restaurações foram cimentadas usando o cimento temporário (Temp bond® - Kerr -USA). A carga necessária para romper cada coroa e o modo de falha foram registrados. Todos os resultados obtidos foram estatisticamente mensurados pelo teste ANOVA ($P<0.05$). As coroas testadas foram examinadas pelo esteriomicroscópio num aumento de 40X e as coroas selecionadas,

randomizadamente, foram avaliadas pelo microscópico de escaneamento (Phillips XL30 CL) para avaliar a interface cerâmica/zircônia e determinar a origem de fraturas. Os resultados finais mostraram que as angulações menores dos pilares testados, reduziram significativamente a fratura de overlays fresadas sobre coroas de zircônia, pelo sistema CAD/CAM. As fraturas de overlays do sistema Cercon cimentadas sobre os pilares com angulações de trinta graus entre paredes foram as menos resistentes. As análises comparativas das espessuras das overlays (de 0.4 a 0.8mm) não foram significativas ($p < 0.05$) e não afetaram a resistência das coroas fresadas pelo sistema CAM. A microscopia eletrônica de escaneamento (varredura) mostrou que as origens das fraturas apareceram inicialmente na face oclusal e tenderam a migrar de oclusal para margem gengival

Gomes & Monteiro (2011) fizeram uma revisão de literatura sistemática de pilares protéticos estéticos em prótese sobre implante subdividindo essa revisão em sub tópicos: zircônia, propriedades físicas e mecânicas, precisão na interface de união pilar/ implante, força de união do pilar de zircônia e finalmente aderência bacteriana e resposta tecidual peri-implantar. Todos estudos sistemáticos mostraram que os pilares de zircônia oferecem excelentes resultado nos quesitos propriedade físicas e mecânicas e precisão de interface. Porém, estudos mais aprofundados necessitam ser feitos principalmente relativos à degradação marginal desses pilares a longo prazo. Para este autor, a literatura é escassa na quantidade de estudos in vivo prospectivos o que, de certa forma, compromete e dificulta uma análise mais aprofundada nos resultados a logo prazo destes materiais sobre as suas reais qualidades.

Koltz et al. (2011) avaliaram através de clinicamente o grau de desgaste de superfícies de implantes de titânio sobre pilares de zircônia quando submetidos a

cargas cíclicas. Para isso utilizaram quatro implantes em titânio de conexões internas (grade 4, 4.5x9mm, ASTRA Tech), dois deles sobre pilares em titânio (3mm TiDesign, ref 24236, Lote 57854, Astra tech), dois sobre pilares em zircônia (3mm ZrDesign) design, ref 24236, Lote 57854, Astra-tech). Os implantes foram posicionados em uma base de resina epóxi com ajuda de um posicionador. Realizou-se um ensaio mecânico de cargas não axiais sobre os pilares, totalizando um milhão de ciclos. Em diversos intervalos dos ciclos, os pilares foram removidos dos implantes e fotografados, além de serem examinados por microscopia eletrônica de escaneamento (varredura) e reposicionados para mais ciclos. Pode-se concluir que houve maiores desgastes sobre as plataformas dos implantes quando se utilizaram pilares de zircônia comparados aos pilares de titânio ($P=0.081$). Porém os desgastes foram mais efetivos a partir de 250.000 ciclos. Conclui-se, então, que os pilares de zircônia causam um maior desgaste inicial e final da superfície de implantes de titânio quando comparados a pilares de titânio.

Leutert et al. (2012) examinaram os momentos de flexão e padrões de fratura de diferentes pilares de zircônia com conexões internas implante/pilar após o carregamento estático e compararam estes momentos de flexão aos dos pilares de titânio ligados internamente a implantes de titânio. Contudo, utilizaram para esta pesquisa três tipos de pilares de zircônia personalizados (Straumann CARES / implantes Straumann BL [T1], pilares Astra ZirDesign / Astra Micro implantes Tópico OsseoSpeed [T2], Zirabut Pilares Protótipo / implantes Straumann SP [T3]) e um tipo de pilar de titânio personalizado (grupo controle, Straumann CARES / implantes Straumann BL [C]). Todos os pilares utilizavam corpo único em conexões implante/pilar, internas e foram personalizados com a mesma forma, porém com diferentes designs de conexão implante-pilar. Para cada grupo vinte cópias idênticas

de um pilar mestre foram fabricados e fixadas em seus respectivos implantes. Metade dos pilares em cada grupo foram deixados sem restaurações (coroas), e os outros receberam dez coroas de vidro-cerâmico. Uma carga estática foi aplicada a um ângulo de trinta graus em relação à superfície do plano até falha, e os momentos de flexão foram calculados. O tipo de falha foi visualmente caracterizado por desconectar os pilares e pelo exame de secções transversais dos corpos de prova. Os intervalos médios dos momentos de flexão foram maiores para os grupos restaurados (158,2 a 678,2NCM) do que para os grupos não restaurados (117,9 para 419,4NCM). A maior média dos momentos de flexão foram vistos no grupo controle, tanto restaurado quanto não restaurados (419,4 / 678,2NCM). Não restaurado, T1 e T2 apresentaram significativamente momentos de flexão mais elevados do que T3. Isto também foi observado nos grupos restaurados. Tanto o material de confecção do pilar quanto o design das conexões implante-pilar afetaram os momentos de flexão de pilares após o carregamento estático. Conexões internas de pilares de zircônia com desajuste horizontal sobre o implante exibiram significativamente maiores momentos de flexão em comparação com aqueles sem desajuste horizontal.

Stimmelmayer et al. (2012) determinaram e mediram o desgaste da interface entre implantes de titânio e pilares de zircônia de um conjunto implante/pilar protético em comparação com pilares de titânio. Para isso utilizaram seis implantes fixados a blocos de resina epóxi. Sobre os implantes foram parafusados três pilares de zircônia de corpo único (n=3) (Ti -Prototypes, Camlog Biotechnologies) determinando assim o grupo 1 e três pilares em titânio (n=3) (Ti -Prototypes, Camlog Biotechnologies) no grupo 2. Os pilares foram padronizados com uma altura e espessura de 10mm e uma angulação oclusal de 30° e presos aos implantes por um torque de 20N.cm. Para que tivessem contatos oclusais precisos na ciclagem uma coroa de zircônia (Zr- Lava, 3M

Espe, Seefeld, Germany) foi padronizada com uma plataforma oclusal plana de 360° e 1mm de espessura e cimentadas aos pilares antes da ciclagem mecânica. Foram realizadas mensurações iniciais das interfaces pilares/implantes utilizando microscopia eletrônica de varredura ou escaneamento (MEV). Além disso, os implantes e os pilares protéticos foram digitalizados por tomografia computadorizada (3D micrograph tomography). O conjunto coroas/pilares/implantes foi encaminhado para a ciclagem mecânica em uma máquina de ensaio de fadiga de dois eixos e sobre ele aplicada uma força cíclica de 100N a 1.200.000 ciclos. Após a ciclagem, os conjuntos foram desacopladas dos implantes e foi refeita uma nova mensuração da superfície interna dos implantes com o MEV e o tomógrafo CT. Essas imagens foram comparadas às imagens dos dados iniciais e uma análise estatística foi feita através dos testes t, não emparelhados. O resultado obtido não mostrou nenhum índice de fratura de componentes protéticos ou desaperto de parafusos, entretanto as imagens microscópicas comparadas, mostraram um índice de desgaste da superfície dos implantes utilizando pilares de zircônia maiores que as utilizando pilares em titânio. O desgaste máximo sobre a plataforma do implante, calculados pelo software de controle foi 10.2µm para o grupo Zr, e Ti 0.7µm por grupo. A influência do contato do material sobre o desgaste medido foi estatisticamente significativa ($p \leq 0.001$; Levene-teste). Implantes de titânio apresentaram maior desgaste na interface, sobre ação constante de carga cíclica quando conectado à pilares de zircônia em comparação com pilares de titânio. A relevância clínica de tal achado ainda não está clara, contudo, o desgaste da face interna dos implantes pode levar a falhas protéticas e em piores situações a perda dos implantes.

Stimmelmayer et al. (2013) avaliaram através de um teste de resistência a fratura a capacidade de fadiga de pilares de zircônia unidos a sobre estruturas de titânio (pilar/

cooping) sobre implantes de titânio (ZrTi) e pilares de corpo único de zircônia a implantes de titânio (Zr). Trinta e dois implantes divididos em quatro grupos (n=8) foram fixados a blocos de resina epóxi e, sobre eles, foram parafusados aos pilares protéticos de acordo com os grupos citados acima. Oito corpos de prova de cada grupo (Zr com um diâmetro de 3,75 mm [Zr3.75] ou 5,5 mm [Zr5.5] e ZrTi com um diâmetro de 3,75 mm [ZrTi3.75] ou 5,5 mm [ZrTi5.5]) foram termicamente ciclados por uma cicladora (CS-4, SD Mechatronic) em temperaturas que variavam entre 5°C a 55°C. Simultaneamente à ciclagem térmica as amostras foram posicionadas para a ciclagem mecânica e receberam 100.000 ciclos, numa pressão de 120N, velocidade de 1,2Hz e numa inclinação palatina de trinta graus fora do longo eixo do pilar implante. Após a carga cíclica, as amostras foram, então testadas quanto à resistência a fratura, usando uma carga de compressão a 30° fora-de-eixo numa máquina de ensaio universal de fratura (1445, Zwick/ Roell). Nenhuma fratura dos pilares ou afrouxamento dos parafusos de fixação foram observados durante os ciclos térmicos e cargas cíclicas. Os valores de resistência à fratura mediana e desvios-padrão foram 526 N (\pm 32N) para o grupo Zr3.75, 1.241 N (\pm 269 N) para o grupo ZrTi3.75, 1.894 N (\pm 137N) para o grupo Zr5.5 e 2225N (\pm 63N) para o grupo ZrTi5.5. Diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura foram encontradas entre Zr e ZrTi para cada diâmetro de implante, ou seja, em todos os grupos. Pilares de zircônia ligados a núcleos de titânio apresentaram maior resistência à fratura em comparação com pilares de zircônia de corpo único.

Cavusogulu et al. (2014) compararam através de um estudo piloto a estabilidade da conexão entre pilares de zircônia e titânio sobre as superfícies de implantes de titânio (Two bone-level Regular Crossfit, RC, 4.1 × 12-mm 21:4112, Institut Straumann - Suécia) pré e após carga cíclica. Para isso, dois grupos foram

criados contendo cinco amostras para pilares de zircônia (Ti/Zr; n=5, quatro corpos de prova e um controle; Straumann RC Anatomic IPS e.max abutments, 022.4812, Institut Straumann) e cinco para pilares de titânio (Ti-Ti; n=5, quatro corpos de prova e um controle; Straumann RC Anatomic titanium abutments, 022.4102, Institut Straumann). Os corpos de prova foram torquados a implantes de titânio (Two bone-level Regular Crossfit, RC, 4.1 × 12-mm 21:4112, Institut Straumann - Suécia) e presos a uma base de metálica. Copings de zircônia foram, então, fabricados através do sistema CAD/CAM (40/19 inCorisZr, Sirona Dental Systems) e cimentados provisoriamente aos pilares através de um cimento temporário (TempBond Clear, Kerr Sybron Dental Specialities). As amostras foram então enviadas para ciclagem mecânica (MTS Landmark, MTS Testing Solutions), utilizando 30N de forças e 500.000 (quinhentos mil ciclos) numa frequência de 2Hz. Os grupos controle foram deixados sem carga. Após a ciclagem mecânica, as amostras foram então, fixadas a outra base de resina acrílica, para posterior corte longitudinal, com uma máquina de corte (Isomet 4000, Buehler) e análise num microscópio eletrônico de varredura (MEV). Em seguida, aos cortes longitudinais ao longo da linha média, seguiram as inspeções em MEV e com microanálise radiográfica. O afrouxamento ou fratura dos copings e componentes do implante não foi observado após o carregamento dinâmico em ambos os grupos. As MEVs e as microanálises de raio x revelaram infiltração inesperada de resina acrílica sobre a interface dos implantes apertados aos pilares de titânio, porém, limitadas à parte cervical. As plataformas dos implantes exibiam alguns riscos e amassados, sugerindo uma ligeira deformação do colo do implante. Microinfiltração e parte da resina acrílica foram observados aproximando-se da junta de parafuso em implantes carregados apertados sobre pilares em zircônia. A quantidade de infiltração marginal dos pilares de zircônia foi maior do que nas amostras de controle sem carga, e tiveram

um microespaço maior do que o da interface implante/pilar de titânio de. Pilares de zircônia pós ciclagem foram associados a desgastes, arranhões e, em uma das amostras, microtrinca. As análises microscópicas mostraram uma susceptibilidade de perda ou desgaste das plataformas dos implantes de titânio quando utilizados sobre pilares em zircônia em comparação aos implantes de titânio sobre pilares de titânio.

2.3 Avaliação da interface pilar/implante

Breeding et al. (1993) compararam a quantidade de torque perdida em três diferentes marcas de parafusos de retenção de pilares protéticos anti-rotacionais (com e sem retenção através de adesivo selante) de implantes. Dez implantes (n=10) Omilock (Caliteck –Carsbad,Ca-USA) com octogono interno e pilares sigma (nd integral omilock antirotacional, dez implantes Bio-Vent-Dentisply – Escino, Ca) hexágonos internos (n=10) e pilares hex-lock antirotacionais (Dentsply-/core-dent - Ventict – Califórnia) e dez implantes (Mimatic- Deerfield beach, FI – USA) de hexágonos externos e pilares (Mimatic Dc antirotacionais-Mlmatic Dc- Deerfield beach, FI – USA) foram utilizados. Após a aplicação do torque sobre os pilares com um torquímetro digital (22.6N – Tonichi- América Northbrook, IL – USA) as amostras foram montadas em uma máquina de ensaios mecânicos modificada (Modelo 60, Brunell Pi –USA) e uma força de seis quilos foi aplicada sobre os pilares, simulando os movimentos verticais e horizontais bucais normais, com ciclagem de 4.25hs para o primeiro grupo, 12 horas para o segundo grupo e 19.5 horas para o terceiro grupo. Os resultados foram avaliados pelo teste t ($p < 0,05$) e no grupo 1 as amostras sem adesivo selante não tiveram um desaperto de parafuso significante quando comparadas as mesmas amostras com selante. O acréscimo de adesivo só significou

um maior desaperto de parafuso para o grupo de implantes de conexão externa, o que mostra sua efetividade apenas neste sistema.

Gross et al. (1999) avaliaram a microinfiltração na interface implante/pilar observando a passagem de fluidos e bactérias sobre esta interface, de cinco sistemas diferentes de implantes (Brånemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI, e implantes Steri-Oss). O grau de infiltração na interface pilar/implante dos cinco sistemas de implantes testados, foram, comparativamente avaliadas, em diferentes pressões de torques. Sondas de rastreamento coloridas acionados por um sistema de pressão de 2atm, foram utilizadas para infiltrar corante na interface pilar/ implante e promover uma posterior análise de microinfiltração de flora bacteriana através de espectofotometria. Após análise das imagens observou-se uma microinfiltração bacteriana, através da interface pilar/implante, em todos os sistemas, com uma variabilidade entre os sistemas, amostras e torques Com o apertamento do torque de 10N.cm para 20N.cm e para torques de fechamento recomendados pelo fabricante, a infiltração diminuiu significativamente ($p < 0,05$). Outro fator observado através da análise de variância foi uma interação significativa entre torques de fechamento e períodos de tempo de infiltração e entre sistemas e o período de tempo de infiltração ($P < .001$). Para todos os sistemas. Os resultados indicam que todos os fluidos e moléculas pequenas são capazes de passar através da interface de todos os conjuntos pilares/implantes estudados. Presumivelmente, numa situação em situ, fluidos contendo subprodutos bacterianos e nutrientes necessários para o crescimento bacteriano podem passar através do intervalo da interface e contribuir, em parte, para o mau odor clinicamente observado em periimplantite.

Lang et al. (2002) avaliaram o coeficiente de atrito da superfície do hexágono do pilar protético em relação a superfície do hexágono do implante após o aperto do

parafuso de fixação do pilar protético em duas marcas comerciais de pilares protéticos através de análises de elementos finitos. O complexo pilar/implante foi modelado de acordo com o design geométrico do implante Nobel Biocare. Para isto, utilizaram um modelo de hélice entre o pilar protético e o implante para melhor avaliar a liberdade rotacional do pilar sobre o hexágono do implante antes e após o torque do parafuso de fixação. As imagens foram mesuradas utilizando um software HyperWorks e LS 3DDyna, 2 3-dimensionais finite elements para avaliação das imagens através de elementos finitos. A simulação foi realizada utilizando dois protótipos de conjuntos implantes/pilares/parafusos de fixação: (1) um implante em titânio Branemark System 3.75 10-mm titanium Mark III implant, um pilar CeraOne em titânio e um parafuso de ouro Unigrip, e (2) um implante Replace Select System 4.30 10-mm em titânio, um pilar em titânio Straight Esthetic e um parafuso de fixação em titânio TorqTite. Com o auxílio do software ABAQUS os parafusos de fixação foram submetidos à uma simulação de força de aperto em incrementos de 1N.cm 0-64N.cm. Utilizando estes modelos, foi determinado o efeito do coeficiente de atrito sobre o desenvolvimento de uma quantidade de pré-carga no complexo implante/pilar/parafuso de fixação, durante e após o aperto do parafuso de fixação. Para o primeiro grupo (1) o coeficiente de atrito observado foi de 0,20 entre a superfície do implante e a superfície do pilar protético e 0,26 para a superfície do implante e o parafuso de fixação de ouro. No segundo grupo (2) a avaliação feita entre o pilar de titânio e o implante de titânio também foi de 0,20, entretanto, o parafuso de fixação em titânio contra a superfície do implante de titânio variou para 0,12. A quantidade de pré-carga (N.cm) foi determinada a partir da análise de elemento finito. O padrão de distribuição de tensões demonstrou claramente uma transferência de força de pré-carga do parafuso de fixação para o implante durante o seu apertamento. A pré-carga de 75% da força de apertamento do

parafuso do pilar não foi estabelecida utilizando os torques de aperto recomendados pelo fabricante. Utilizando a análise de elementos finitos, um torque de 32N.cm aplicado aos parafusos de pilar sobre os implantes estudados, na presença de um coeficiente de atrito de 0,26, resultou numa menor pré-carga ótima para os parafusos de fixação. Para atingir a pré-carga desejada de 75% da resistência à deformação, utilizando um torque de 32N/cm aplicada aos parafusos de fixação dos pilares, nos conjuntos de implante estudados, o coeficiente de atrito entre os componentes do implante deve ser 0,12.

Em uma outra semelhante pesquisa, Lang et al. (2003), avaliaram a influência do aperto do parafuso de fixação sobre a rotação de alguns pilares protéticos de diferentes marcas comerciais com ou sem o dispositivo antirotacional. Para isso, trinta implantes auto-perfurantes cônicos (3,75 × 10,0mm) e dez implantes de plataforma larga (5,0 x 10,0 mm-Brånemark- Suíça) foram acoplados a quatro grupos de pilares protéticos diferentes com e sem dispositivos antirotacionais: dez pilares CeraOne (Nobel Biocare – Suíça), dez Estheticones (Nobel Biocare Suíça), dez pilares do sistemas Aura/Adapt (Nobel Biocare-Suíça) e dez pilares do sistema Procera (Nobel biocare – Suíça), para esta investigação. Os implantes foram colocados num dispositivo de retenção antes do aperto dos parafusos de fixação dos pilares protéticos. Quando o torque de aperto recomendado para cada sistema de pilares foi alcançado com o uso de um torquímetro, cada implante fixado foi removido a partir do dispositivo de retenção e incorporado num meio de uma resina epóxi dura. Os corpos de prova foram seccionados no sentido horizontal ao nível dos hexágonos e limpos de detritos antes do exame. As orientações da rotação dos hexágonos dos pilares protéticos foram avaliadas de acordo com o grau e o sentido de rotação do movimento provocado pelo parafuso de fixação do hexágono destes pilares sobre a superfície

dos implantes. A quantidade de graus de rotação máximas para todos os quatro grupos de fixação apertados com ou sem o dispositivo antirotacional era ligeiramente maior do que 3,53 graus. Os graus absolutos de rotação para todos os 4 grupos foram inferiores a 1,50 graus, com ou sem o dispositivo antirotacional. A orientação do hexágono do pilar protético sobre o hexágono do implante, medida como ajuste de rotação em todos os sistemas de fixação, ficou abaixo dos cinco graus sugeridos como ideal para a estabilidade articular parafuso. Os graus absolutos de rotação para todos os 4 grupos foram inferiores a 1,50 graus independentemente da utilização do dispositivo antirotacional.

Maeda et al. (2006) avaliaram *in vitro*, o nível de concentração de stress entre implantes de conexão interna e externa. Para isso criaram-se dois grupos contendo o primeiro, três implantes (3.75x13mm Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) de conexões externas e o segundo grupo contendo também três implantes (3.75x13 Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) de conexões internas, esses implantes foram fixados em uma mandíbula acrílica e sobre eles conectados pilares de 7mm de altura (Implant Innovations, West Palm Beach, USA). Aplicou-se então uma força de 30N no sentido vertical e horizontal com o auxílio de uma máquina de ensaios mecânicos de compressão (Strain Gauge -Kyowa Co, Tokyo, Japan). Os resultados mostraram que para cargas verticais as distribuições de forças foram quase as mesmas para as conexões internas quanto externas, entretanto, quando se utilizaram cargas horizontais em conexões externas as cargas se concentravam mais na área cervical dos implantes, enquanto que para conexões internas, as cargas se concentravam mais nas áreas internas do hexágono. Conclui-se, então, que para conexões internas as cargas são menos agressivas na região de bordas ósseas.

Yzugullu & Avci (2008) avaliaram a interface de três tipos de pilares protéticos em titânio, alumina e zircônia, sobre implantes de titânio, através de microscopia eletrônica de varredura e ciclagem mecânica. Para isso, 15 implantes (MK III, Nobel Biocare AB) de diâmetro 3.75 e altura 13 foram acoplados a pilares de titânio, Zircônia e alumina, Procera System® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e receberam um torque inicial de 32N conforme determinado pelo fabricante. As imagens da interface foram avaliadas antes do carregamento cíclico através de microrcopia eletrônica de varredura. Após a análise de imagens, as amostras foram posicionadas em uma máquina de ensaios de fadiga por carga cíclica (Instron 8516 Plus Universal, Instron Corp., High Wycombe, UK) em uma angulação de 30° para posterior ciclagem mecânica. Com uma força de 20N a 200N, velocidade de 1Hz, as amostras foram cicladas por 47.250 ciclos o que correspondeu a 45 dias de uso clínico. As análises estatísticas foram avaliadas pelo teste de Wilcoxon e de variância de Kruskal–Wallis ($p=0.05$). Fratura dos coopings, fratura do pilar protético, afrouxamento do parafuso do pilar ou fratura do pilar não foram detectadas em quaisquer amostras durante todo o período de testes. Após a ciclagem mecânica, o grupo controle utilizando pilares de titânio revelou um aumento de microgap (3.47mm) de zircônia (1,45mm) e grupos de alumina (1,82mm) nas faces palatinas, porém esse aumento não foi significativo ($p<0,05$). Os valores de medição médios em diferentes locais de medição de amostras dentro e entre cada grupo foram semelhantes ($p>0,05$). Devido aos seus valores próximos de microgap, comparáveis na interface implante-pilar após o carregamento dinâmico, pilares cerâmicos podem suportar forças funcionais tanto quanto pilares de titânio convencionais.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência de uma longa carga dinâmica sobre a resistência à fratura de interfaces implante-pilar diferentes. Seis implantes de

sistemas de conexões diferentes, foram testados sendo: dois utilizando sistemas de conexões externas (Newmark Bra, Compress) e quatro sistemas com conexões internas (Frialit-2, substitua-Select, Camlog, Screw-Vent). A resistência à fratura foi testada em dois subgrupos para cada sistema: um subgrupo (DYN) com carga mecânica e outro sem carga (contr). Cada subgrupo foi composto por oito corpos de prova com combinações padrão implante-pilar para coroas molares individuais. A ciclagem mecânica foi realizada utilizando uma máquina de ensaio universal de dois eixos (Z010A TN 2A, Zwick, Ulm, Germany), com 1.200.000 ciclos e carga de 120N. A resistência à fratura média, em Newton (N) e percentuais 25 e 75 (entre parênteses) foram: para o sistema Branemark: dyn¼ 729 (0; 802) / contr¼ 782 (771; 811), Frialit-2: dyn¼ 0 (0; 611) / contr¼ 887 (798; 941), substituir-Select: dyn¼ 1439 (1403; 1465) / contr¼ 1542 (1466; 1623), Camlog: dyn¼ 1482 (1394; 1544) / contr¼ 1467 (1394; 1598), Screw-Vent: dyn¼ 0 (0; 526) / contr¼ 780 (762; 847) e Compress: dyn¼ 818 (0; 917) / contr¼ 1008 (983; 1028). Em alguns subgrupos DYN, falhas de conexão implante-pilar ocorreram durante a ciclagem mecânica: três exemplares do grupo Branemark e seis exemplares do Screw-Vent e todo o grupo Frialit-2 falharam durante o carregamento dinâmico. Diferenças significativas, ($p > 0,05$), referentes a resistência a fratura foram observados entre todos os grupos de diferentes designs de conexões. Os sistemas de implantes com conexão interna longa do tipo tubo-em-tubo e conexões do tipo cam-slot apresentaram vantagens em relação à longevidade e resistência à fratura comparados com os sistemas com desenhos mais curtos de conexão internas ou externas.

Cashman et al. (2011) propuseram comparar a resistência a fadiga de pilares protéticos, simulando a função mastigatórias, através da análise de variação de destorque (ATR) como fator residual da pré-carga entre a interface implante/pilar.

Quarenta implantes (12-mm x, 4.1-mm, plataforma regular, Article Number 043.033S, Straumann USA, Andover, MA) foram montados sobre uma base de resina acrílica autopolimerizável (Lecoseal 7007, Leco Corporation, St Joseph) divididos em quatro grupos de dez corpos de prova cada (n=10). Quarenta pilares foram separados em dois grupos de vinte amostras cada um, sendo o primeiro, o grupo controle com vinte amostras (Article Number 048.540) e o segundo, o grupo de pilares (ITI-4I SA, Titan Implant Inc., Bergenfield, NJ), compatíveis com o sistema de implantes. Os grupos (G1 e G2) foram subdivididos em dois, contendo dez amostras (n=10) para cada subgrupo. O primeiro subgrupo compatível (n=10) recebeu ATR porém não carga foi carregado com carga cíclica. O segundo subgrupo compatível (n=10) também recebeu ATR, porém, com cíclica, e assim também o grupo controle, de acordo com o protocolo proposto pela pesquisa. Para a medição do torque reverso (ATR) foi utilizado um torquímetro digital, devidamente calibrado, de acordo com as bases desta pesquisa. Após o torque fez-se o ensaio de fadiga sobre dez amostras de cada fabricante de acordo com as normas do ISO 14801. Um motor de movimento linear foi utilizado para carregar as amostras de dez a 200N em sequência para cada pilar a 15Hz de frequência e com cinco milhões de ciclos. Após os ciclos, o torque reverso das amostras foi catalogado. Os resultados foram avaliados através do teste t de student e ANOVA. Microscopia eletrônica de escaneamento foi realizada sobre os quatro grupos de amostras de pilares avaliando a geometria da interface pilar/implante. Os resultados concluíram que o grupo controle (Straumann) obtiveram resultados significativamente melhores que as amostras terceirizadas (RTV 42.65 □} 6.70 N vs. 36.25} 2.63N, p=0.0161). Diferenças visuais macro e microscópicas foram observadas na interface pilar/implante dos pilares terceirizados, mostrando uma variação geométrica importante entre estes pilares e o grupo controle.

Baldassari et al. (2012) avaliaram nessa pesquisa o microgap (adaptação marginal) e a proliferação bacteriana de pilares de próteses implantossuportadas confeccionados pelo sistema CAD/CAM em zircônia sobre implantes de titânio. Para isso, utilizaram cento e vinte e cinco amostras divididas em três grupos (n=5). O grupo 1 (NP) era formado por pilares Nobel Procera (inserções de titânio em implantes Replace Select Tapered TiUnite (Nobel Biocare), o grupo 2s (B3i) era composto por pilares da marca NanoTite cônicos e implantes (Biomet 3i) o grupo 3 (AT) era composto por Pilares Astra Tech Dental Atlantis e implantes Biomet 3i. O grupo controle (Ti) era composto por implantes de titânio Nobel replace (Biomet 3i - USA) e pilares em titânio (Encode) feitos sob medida. Cento e vinte medições verticais de GAP foram feitas por amostras através de microscopia eletrônica de varredura (15 scans x 4 aspectos de cada amostra nas faces: vestibular, mesial, palatina e distal x 2 medições). A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar os valores de adaptação marginal entre os quatro grupos, em todas as suas faces. Os valores médios (\pm desvio padrão) foram de $8,4 \pm 5,6$ μ M (NP), $5,7 \pm 1,9$ μ M (B3i), $11,8 \pm 2,6$ μ M (AT), e de $1,6 \pm 0,5$ μ m (Ti). Uma diferença significativa foi encontrada entre B3i e AT. Nenhuma diferença foi encontrada entre grupos NP com os outros dois grupos. Valores de Gap foram significativamente menores para os grupos (Ti) em relação a todos os sistemas de zircônia. Para cada configuração de pilar cerâmico, as medições foram, significativamente diferentes, entre os cinco espécimes. A adaptação marginal de pilares de titânio mostrou ajustes significativamente melhores aos encontrados em todas as configurações de zircônia. Os pilares em zircônia demonstram lacunas médias, aproximadamente três a sete vezes maiores quando comparadas aos sistemas de pilares de titânio.

Koutasais et al. (2012) avaliaram a influência do modo de preparação e profundidade sobre a resistência à fratura de pilares de zircônia restaurados com coroas de dissilicato de lítio. Visando substituir um incisivo central superior (11,0mm de altura e 8,0mm de largura), 35 coroas de dissilicato de lítio foram cimentadas à pilares de zircônia e implantes de titânio de 15mm. As coroas de dissilicato de lítio foram divididas em cinco grupos (n=7) de acordo com o modo de preparação do pilar protético (fresagem convencional pelo fabricante ou fresagem pelo sistema CAD/CAM - Celay [MIKRONA [P]] e profundidade da preparação (0,5mm [A], 0,7mm [B], ou seja, 0,9mm [C]). Todos os grupos foram submetidos a uma carga cíclica (S) a 135 graus em relação ao eixo do implante em uma máquina de ensaio universal (INSTRON 8001- Inglaterra). As resistências médias à fratura nos grupos foram: grupo SA, $384 \pm 84\text{N}$ (controle); grupo SB, $294 \pm 95\text{N}$; grupo SPB, $332 \pm 80\text{N}$; grupo SC, 332 ± 52 ; grupo SPC, $381 \pm 101\text{N}$. Todas as amostras apresentaram um tipo de fratura típica dentro da conexão interna do pilar do implante. A análise de regressão múltipla revelou que a preparação de profundidade de até 0,7mm, estatisticamente influenciou a resistência à fratura ($P = 0,034$), enquanto o modo de preparação não parece desempenhar um papel importante ($P = 0,175$). Para esses autores, independentemente do modo de preparação dos pilares, a preparação circunferencial (entre paredes) pode afetar negativamente a resistência à fratura dos pilares dos implantes cimentadas à coroas de dissilicato de lítio adesivamente.

Dhingra et al. (2013) avaliaram *in vitro* as alterações dimensionais em parafusos de fixação e na topografia de superfície de pilares de titânio e zircônia sobre a superfície de implantes de titânio (BioHorizons) sob carga cíclica. Dois grupos, um contendo pilares de titânio (Atlantis, Astra Tech) e o outro com pilares de zircônia (Atlantis, Astra Tech) foram fixados em implantes de titânio (BioHorizons) sob uma

base de resina acrílica (n=1, por grupo). Os grupos foram levados para ciclagem mecânica em máquina de ensaio mecânico (INSTRON 8001 – England) por um milhão de ciclos sob força de 200N e 10Hz de frequência. As análises finais pós ciclagem mecânica avaliaram o destorço do parafuso de fixação das amostras e uma inspeção dos parafusos foi feita em microscópio eletrônico de varredura (MEV- Hitachi 2500 Scanning Electron Microscope). Os resultados finais mostraram uma diferença significativa ($p < 0.04$) no desaperto do parafuso de pilares de zircônia (88 micrometros – 18%) quando comparados aos de titânio (121 micrometros - 13.5%). Entretanto mesmo havendo perda de torque maior para pilares de zircônia, não houve perda de estabilidade significativa destes pilares quando comparados aos grupos de titânio.

Para Matthias & Taylor (2014) a micromovimentação na interface pilar/ implante tem sido relatada como um dos principais determinantes da longevidade e do sucesso do implante. Problemas técnicos que variam de afrouxamento de parafuso, fratura dos pilares e dos parafusos podem ocorrer como consequência de micromovimentação excessiva do pilar durante o ato mastigatório. Diante disso, propuseram um estudo baseado em revisão de literatura que avalia os parâmetros das diversas marcas de implantes e componentes protéticos e de alguns materiais utilizados, atualmente para a fabricação dos mesmos. Para isso, as amostras foram fixadas em uma máquina universal de ensaios de ciclagem mecânica, posicionadas com um ângulo de 30 graus dos pilares e uma carga de 200N foi aplicada a esses pilares por dez ciclos sobre uma velocidade de cruzeta de 100N/s. O deslocamento relativo entre o implante e o pilar foi quantificado utilizando extensômetros. Durante cinco ciclos de carga consecutivos por amostras, os micromovimentos foram registrados. Com estes registros criou-se uma base para a análise estatística, através dos testes t de duas amostras (teste de Welch) aplicadas. Os resultados mostraram que a micromovimentação na interface

implante-pilar variou 1,52-94,00 μM . Enquanto os efeitos do torque de aperto dos parafusos de fixação mostraram resultados significativos ($p < 0.05$), o design do ombro do implante (plataforma) não revelou uma alteração significativa em todos os casos. Além disso, a utilização de pilares rotacionais sobre os implantes resultou em aumento da micromovimentação do pilar com consequente perda de torque dos parafusos de fixação. A aplicação de cargas sobre cilindros de ouro pré-fabricados resultou em pilares com significativamente menos micromovimentos, em comparação aos pilares confeccionados pelo sistema CAD/CAM em zircônia. Estes pilares de zircônia fabricados pelo sistema CAD/CAM mostraram menos micromovimentos quando comparados aos pilares de titânio também confeccionados pelo sistema CAD CAM titânio. Grandes variações de micromovimentos de pilares protéticos confeccionados pelos sistema CAD/CAM foram encontrados em sistemas de diferentes marcas comerciais demonstrando uma padronização deficiente entre amostras de diversos sistemas comerciais.

Sui et al. (2014) investigaram neste estudo a correlação entre a precisão de ajuste vertical e a resistência a fratura de pilares de zircônia fixados a implantes de titânio de conexões internas hexagonais e morse. Para isso utilizaram trinta amostras de implantes de titânio (Ostem GS II- Astratec-USA) seccionados ao meio e adaptados a vinte pilares de zircônia confeccionados pelo sistema CAD/CAM. Os implantes de titânio foram seccionados ao meio (longo eixo longitudinal) para uma melhor análise de interface pilar implante/implante e após o seccionamento foram acoplados aos pilares de zircônia que receberam um torque de 30N. Após a acoplagem, as amostras foram levadas para máquina de ensaio universal de fratura e posicionadas a 90° com relação ao plano vertical onde receberam a carga necessária para a fratura. Os microgaps entre pilares e implantes foram medidos para as duas conexões (HI e cone

morse) utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV) e as imagens processadas pelo programa Diadora, Windows 2.6. Os resultados mostraram que os pilares de zircônia aguentaram uma força de 282 ± 17.83 N e que as interfaces tipo hexágono interno e morse quando submetidas ao torque do parafuso de 30N não tiveram uma micromovimentação após a carga recebida. Para implantes de conexão interna notou-se um desajuste vertical (GAP) levemente maior que os propostos pelo sistema morse porém sem significância clínica ($p < 0.05$). Entretanto os pilares de zircônia podem ser utilizados com segurança na prática clínica.

Araújo et al. (2015) avaliaram a passividade através da medição da tensão induzida e adaptação passiva em infra-estruturas parafusadas sobre pilares, confeccionadas por tecnologia CAD/CAM, e compararam essas amostras com peças fabricadas por fundição convencional. Por meio da tecnologia de CAD/CAM, quatro amostras foram confeccionadas em zircônia (ZirCAD) e quatro, em cobalto-cromo (Co-Cr CAD/CAM). Os grupos controle foram quatro espécimes de cobalto-cromo, feitos por fundição em monobloco (CoCrci), totalizando 12 infra-estruturas. Para avaliar a adaptação passiva, a diferença vertical entre a infraestrutura e o pilar protético foi medido em microscopia eletrônica de varredura ($250\times$) quando apenas um parafuso foi apertado. A tensão média nestas infra-estruturas foi analisada através do teste de fotoelasticidade. Observou-se uma diferença significativa na passividade entre os grupos controle e demais amostras. CoCrcad exibiu melhor valor de adaptação passiva ($48,76 \pm 13,45$ mm) e CoCrci o pior ($187,55 \pm 103,63$ mm), Zircad apresentou um valor intermediário ($103,81 \pm 43,15$ µm). Quando comparado com os outros grupos, CoCrci apresentou a maior tensão média ao redor dos implantes ($17,19 \pm 7,22$ kPa). Concluiu-se que a tecnologia CAD/CAM exibiu maior passividade em comparação com as infra-estruturas confeccionadas pela técnica convencional.

Infraestruturas confeccionadas em Co-Cr através do CAD/CAM apresentaram maior adaptação passiva em comparação com as amostras confeccionadas por CAD/CAM em zircônia. Entretanto, níveis de estresse similares foram obtidos para as estruturas fabricadas por CAD/CAM.

3. PROPOSIÇÃO

São objetivos desta pesquisa:

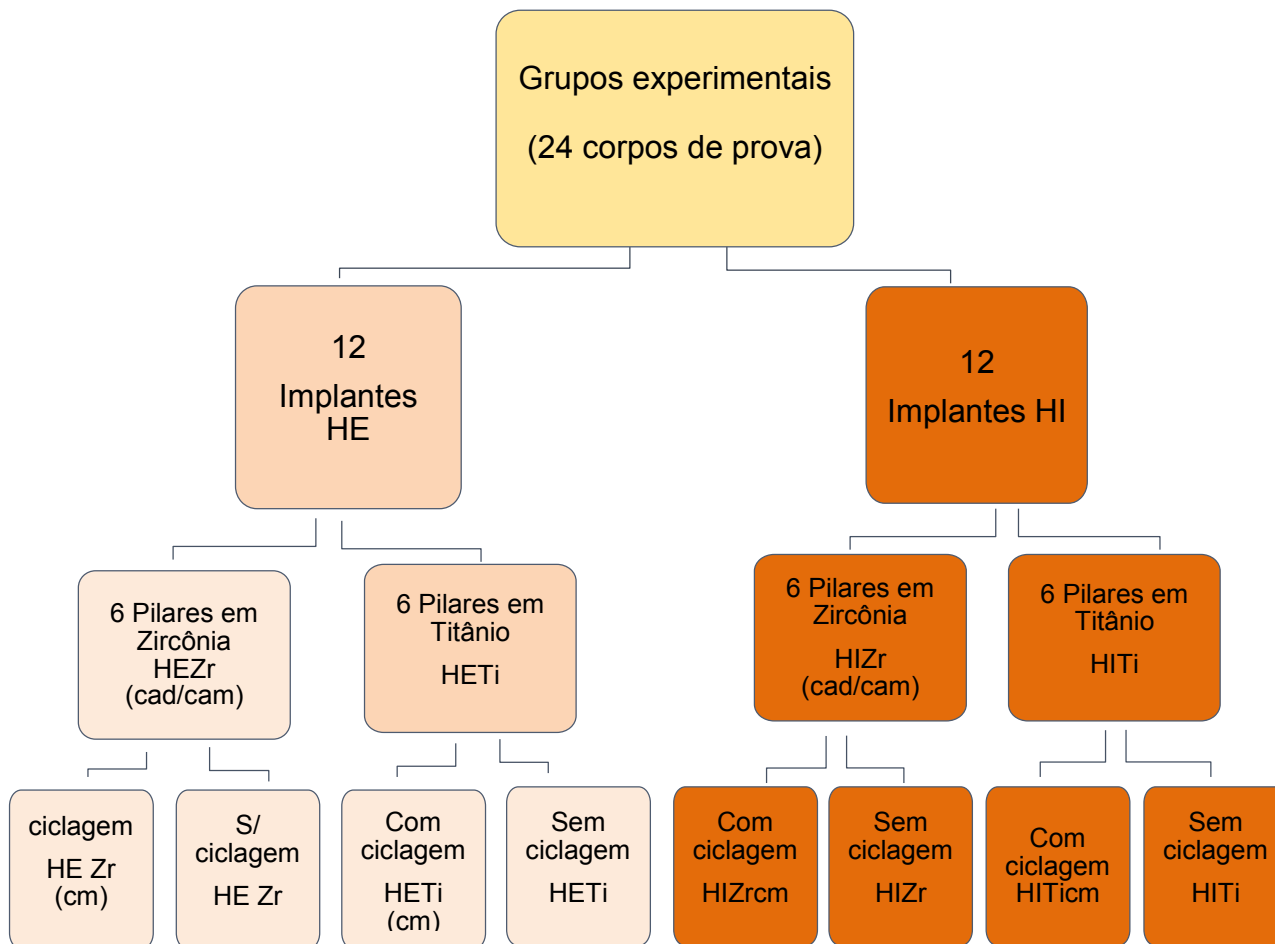
1 - Avaliar o GAP (antes e após ciclagem mecânica) formado na interface pilar/implante utilizando diferentes materiais de pilares (Ti, ZrO₂).

2 - Avaliar o torque e destorque (antes e após ciclagem mecânica) de parafusos de fixação dos pilares de titânio e zircônia.

3 - Avaliar o desgaste dos hexágonos internos e externos sobre os pilares (Ti e Zr), antes e após ciclagem mecânica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Fluxograma 1 - Grupos amostrais



4.1 Cálculo Amostral

Para o cálculo amostral deste estudo foi definido o Teste de t para amostras independentes e ANOVA (two way ANOVA) para os três fatores em estudo (Quadro 1), aplicados, com auxílio do software Bioestat 5.0, com poder de 0.9 e nível de significância 0.05. Essas análises têm como referências, metodologias semelhantes descritas na literatura (Cibirka et al., 2001; Garine et al., 2007; Gehrke et al., 2014; Zandparsa & Albosefi, 2016). Como resultado do teste t foi sugerido que cada um dos grupos deveria ser constituído por cinco corpos de prova. Entretanto, utilizando margem de segurança de 10%, foi estabelecido um corpo de prova a mais do total,

totalizando seis corpos-de-prova para cada grupo (Tabela 1). Todos os grupos (n=6) foram avaliados antes e após a ciclagem mecânica.

4.2 Delineamento experimental

Quadro 1 - Distribuição do delineamento experimental.

1. Unidade experimental	Implantes HE, HI com pilares em Zr e Ti
2. Fatores em estudo	1 - Hexágono a) Interno b) externo 2 - Pilar protético a) titânio b) zircônia 2 - Ciclagem mecânica a) com ciclagem b) sem ciclagem
3. Variáveis resposta	Desajuste Vertical (GAP) Desgaste do hexágono dos implantes Destorque do parafuso de fixação

Tabela 1 – Grupos experimentais

GRUPOS (n=6)	Plataforma	Material do pilar	Ciclagem Mecânica
HE/Ti/Cm	H E	Ti	Sim
HE/Ti	H E	Ti	Não
HE/Zr/Cm	H E	Zr	Sim
HE/Zr	H E	Zr	Não
HI/Ti/Cm	H I	Ti	Sim
HI/Ti	H I	Ti	Não
Hi/Zr/Cm	H I	Zr	Sim
Hi/Zr	H I	Zr	Não

De acordo com os grupos experimentais (Tabela 1), foram utilizados 24 implantes dentários de 3,75 x13mm com plataforma protética de 4,1mm, sendo 12 com hexágono externo (HE) (Neodent – Curitiba - Brasil) e 12 com hexágono interno (HI) (Neodent – Curitiba - Brasil). Para intermediários de conexões externas, foram utilizados 06 pilares UCLA antirrotacionais em titânio (Neodent – Curitiba – Brasil) e seis pilares pré-sinterizados pelo sistema CAD/CAM, antir-rotacionais em zircônia (Zirkozan- Goes -Itália). Para conexões internas foram utilizados seis pilares tipo UCLA em titânio (Neodent-Curitiba-Brasil) e seis pilares em zircônia pré-sinterizados pelo sistema CAD/CAM (Zirkonzan, Goés-Itália). Além disso, 24 parafusos de titânio com cabeça quadrada, todos do mesmo fabricante (Neodent-Curitiba-Brasil) foram utilizados para fixação dos pilares protéticos sobre os implantes.

4.3 Fixação dos implantes em resina epóxi para avaliação de MEV inicial

Para as avaliações microscópicas eletrônicas iniciais, foi necessário desenvolver um suporte (Figura 1) para acomodação dos implantes, de forma que cada grupo inteiro de amostras (n=06) pudesse ser inserido no porta amostras do microscópio eletrônico de varredura, de uma única vez. Esse suporte foi desenvolvido em duas partes: o nicho, onde os implantes foram acomodados e incluídos em resina epóxi e a base onde os nichos foram acoplados para análise microscópica eletrônica inicial (Figuras 1A e 1B). Os implantes foram então, inicialmente fixados, nos nichos do suporte por resina epóxi [NEMA G10- Rod mmx Piedmont Plass – São Carlos – São Paulo – Brasil] por meio de uma haste vertical de um delineador (Bioart – São Carlos/SP- Brasil). Esta inclusão, utilizando o delineador, garantiu a padronização das amostras, bem como o paralelismo dos componentes.



Figura 1A - Nicho para fixação do implante (escala 3:1)

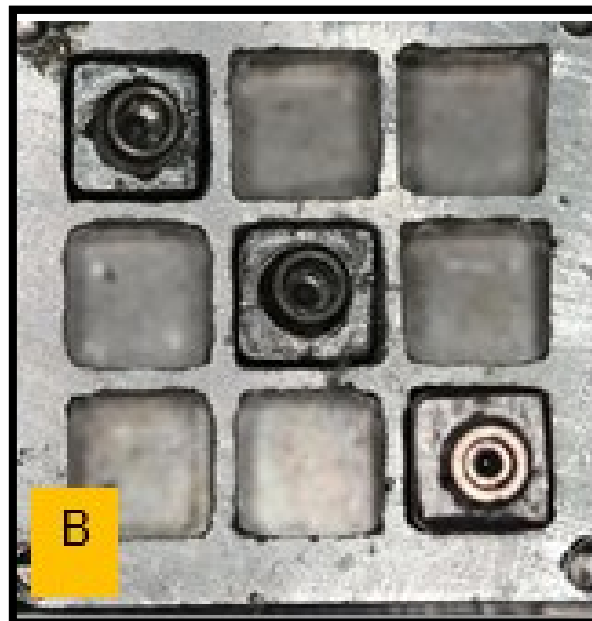


Figura 1B – Porta amostras (Matriz) para acomodação dos nichos no MEV (escala 1:1)

4.4 Demarcações e identificação das amostras

Cada nicho recebeu um implante de acordo com cada grupo experimental e foram numerados de um a 24 com uma broca esférica $\frac{1}{2}$ na sua base conforme figura 2. Além dos números em sua base, todas as amostras foram marcadas nas suas quatro faces com letras (A, B, C, D) de forma que fosse possível identificar a face da

amostra que seria avaliada na microscopia. Também com brocas esféricas $\frac{1}{2}$ foram feitas marcações na resina epóxica nas quatro faces (A, B, C, D) de forma que se visualizasse essas marcações tanto em esteriomicroscópio quanto em microscopia eletrônica de varredura (Figura 2).

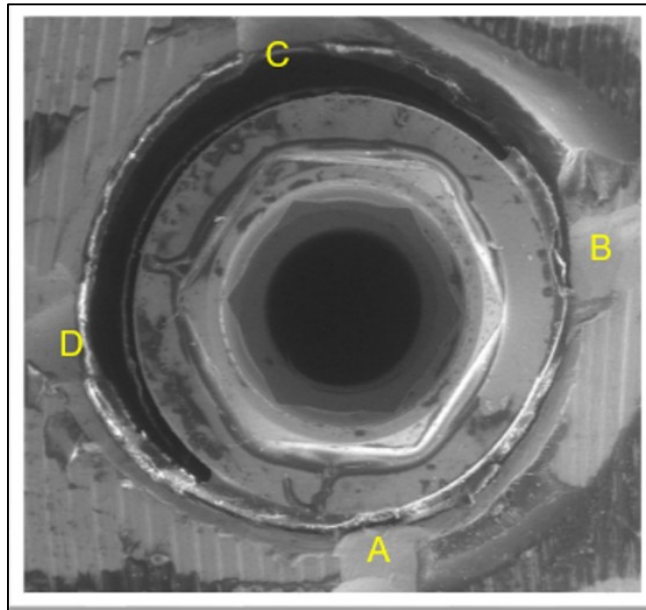


Figura 2 – Implantes posicionados sobre o suporte com marcações

4.5 Padronização do pilar protético

Para a padronização da altura dos pilares protéticos foram selecionados um análogo de implante (Neodent – Curitiba – PR – Brasil) para conexão interna e outro para conexão externa. Sobre cada um deles foi fixado um pilar UCLA pré-calcinável em titânio (Neodent – Curitiba – PR - Brasil). Esse pilar foi recortado com brocas transmetais numa altura padronizada de 10mm e angulação de trinta graus entre suas paredes (Stimmelmeyr et al., 2012; Matthias et al., 2014) para comportar a porção coronária cimentada (Figura 3). Sobre esse pilar foi encerada a porção coronária descrita no item abaixo (Diez et al., 2011; Hinckfuss et al., 2012).



Figura 3 - Intermediário de zircônia e porção coronária cimentada

Posteriormente à confecção do padrão, os conjuntos análogo/pilar UCLA foram posicionados no interior de uma matriz plástica cilíndrica com a parte coronária encerada voltada para baixo. Silicone líquido (Elite Doublé 8 - Zhermack - Italy) foi vertido no interior da caixa até o recobrimento da primeira retenção do análogo. O restante do espaço foi preenchido com gesso tipo IV (SS White – Rio de Janeiro – RJ). Após o tempo de polimerização do silicone, o pilar foi desparafusado e removido do análogo. Em seguida, um novo pilar foi parafusado sobre o análogo e, no espaço existente entre o silicone e o pilar, foi vertido resina acrílica autopolimerizável vermelha (Dencrilay Speed - Dencrill - Caieiras – São Paulo – Brasil) em fase arenosa, obtendo, assim, um novo padrão com a mesma forma e dimensão. Os excessos foram removidos com disco de aço respeitando a altura da matriz de silicone. Este procedimento foi repetido para todos os pilares.

4.6 Padronização e obtenção da parte coronária

Para viabilizar a ciclagem mecânica deste trabalho, foram confeccionadas, a partir de um enceramento, coroas em metal Cromo-Cobalto (parte coronária), acopladas a base do pilar (intermediário) com auxílio de um cimento de fosfato de zinco (SS-White- Rio de Janeiro-RJ-Brasil). O enceramento foi realizado *sobre* os pilares protéticos, uma vez fixados aos implantes, por meio de um parafuso de fixação, com uma chave protética de torque manual.

Esta porção coronária do conjunto análogo/pilar/corona respeitou uma altura oclusal de 8,0mm, com ausência de cúspides, sendo sua superfície oclusal plana, para evitar forças laterais sobre as cúspides no ato da ciclagem mecânica (Dingra et al., 2013; Zandparsa & Albosefi, 2016).

A fim de permitir uma melhor visualização na interface pilar/implante, a porção coronária encerada ficou 2mm aquém desta interface (Stimmelmayr et al., 2012; Cavusoglu et al., 2016).

Este enceramento teve a particularidade de manter o acesso ao parafuso de fixação inalterado, com a finalidade de conferir o registro do torque deste parafuso, antes e após ensaio mecânico, mesmo em se tratando de próteses cimentadas.

Para a fundição das porções coronárias calcináveis foram utilizadas ligas metálicas de Cr-Co (Degudent – Detsply –Guarulhos/ São Paulo, Brasil), sendo o processo de fundição (cera perdida) realizado de acordo com as recomendações do fabricante. Após a fundição do enceramento (Cr-Co), essas partes coronárias foram cimentadas sobre os pilares protéticos com cimento fosfato de zinco (SS White – Rio de Janeiro/RJ, Brasil), após jateamento com óxido de alumínio com partículas de 110 micrometros e 1 bar de pressão e jateamento (Oxido de Alumínio Cobra -Renfert –

Alemanha) tanto no metal da porção coronária quanto no metal do intermediário (pilar) em todas as amostras (Binon et al., 1998; Stilmemeiyer et al., 2012).

Os orifícios de acesso ao parafuso, tanto do pilar protético como da coroa, foram protegidos com polivinilsiloxolano (Adsil/Vigodent – Rio de Janeiro/RJ, Brasil).

O cimento fosfato de zinco (SS-White-Rio de Janeiro-RJ-Brasil) foi manipulado conforme especificações do fabricante, sendo as coroas cimentadas uma a uma e mantidas no torno de bancada (Somar - São Paulo/SP, Brasil) por dez minutos, sob pressão manual, aguardando presa inicial do material e após 24hs, sem pressão, para a presa final do cimento.

4.7 Avaliação inicial da interface interna dos hexágonos dos implantes

A fim de avaliar, inicialmente a superfície interna dos hexágonos dos implantes nos dois grupos de amostras (hexágonos externos e internos), a microscopia eletrônica de varredura inicial foi realizada em três diferentes aumentos: quarenta, sessenta e setenta vezes, sobre a superfície dos hexágonos internos e externos dos implantes, através de um microscópio eletrônico de varredura (MEV-Inspect-F-50-Inglaterra-Reino Unido-Europa) conforme Stilmemeiyer et al. (2012). Após visualização inicial das imagens foi selecionado o aumento de setenta vezes como padronização de visualização para a microscopia eletrônica, tanto inicial quanto final, pela melhor qualidade e nitidez destas imagens (Figura 4).

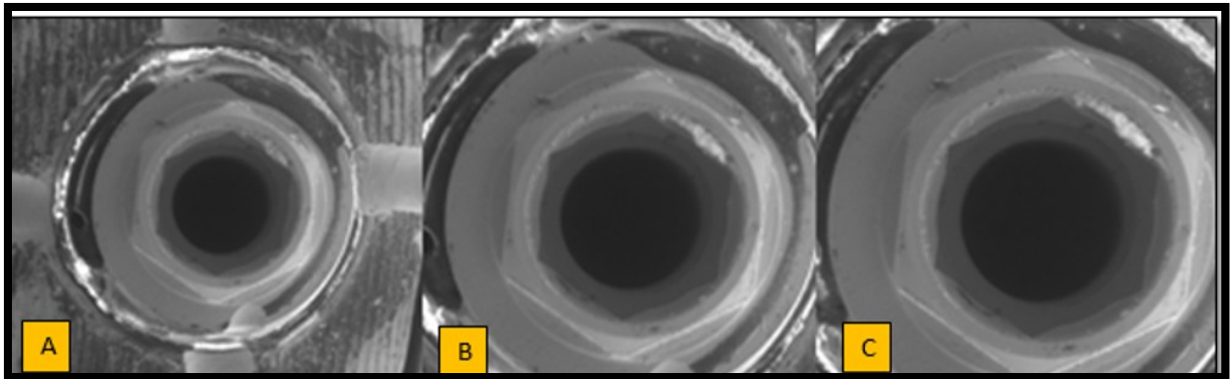


Figura 4 – Microscopia eletrônica de varredura iniciais, da esquerda para direita: A 40, B 60 e C 70 vezes de aumento, respectivamente.

A aquisição das imagens na microscopia eletrônica de varredura foi avaliada pelo software XT Microscope Control (FEI Nova NanoSEM 650 Scanning Electron Microscope, Dawson Creek Drive Hillsboro, Oregon – USA) e armazenadas em arquivos PDF para uma posterior análise de medição de imagens através do software Image Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Inc.- Rockville – USA - figura 5).

Com o auxílio do software Image proplus 6.0, (Media Cybernetics, Inc. Rockville, USA) as imagens de microscopias eletrônicas iniciais foram mensuradas por meio da seleção, medição e comparação de imagens iniciais das seis 24 amostras propostas e seus resultados iniciais foram armazenados num quadro comparativo inicial (Tabela 2), na seção de análise estatística desta pesquisa

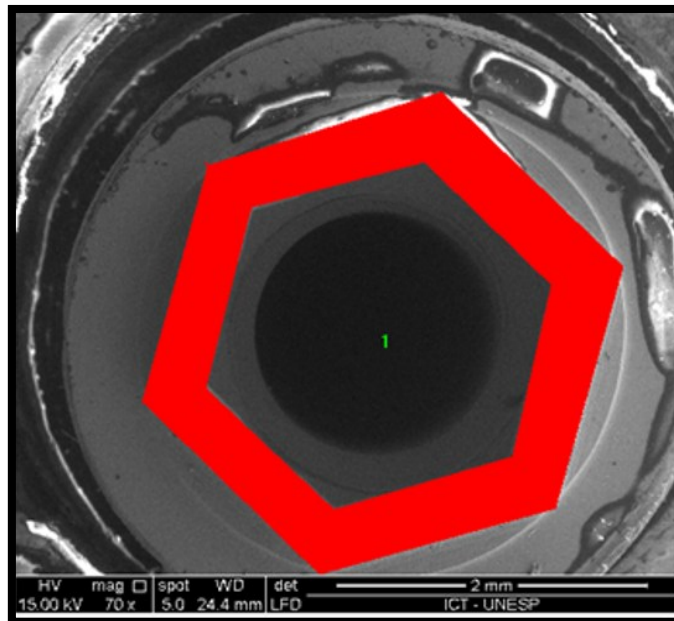


Figura 5 – Mensuração inicial dos hexágonos dos implantes Software Image Pro-Plus 6.0 (Media Cybernetics, Inc. Rockville, USA).

4.8 Adaptação dos pilares protéticos e torque inicial

Após a mensuração das imagens iniciais dos hexágonos dos implantes pela microscopia eletrônica de varredura, conforme o item 4.7, foram acoplados sobre os dois tipos diferentes de implantes (HE e HI) os de pilares protéticos (intermediários) de acordo com cada grupo, conforme Tabela 1.

Os pilares dos grupos HE/Ti; HE/Ti/Cm; HI/Ti; HI/Ti/Cm utilizaram titânio como metal em sua composição do pilar protético. Estes foram usinados pelo mesmo fabricante (Neodent-Brasil-Curitiba) e acoplados e torqueados aos implantes: 6 hexágonos externos e 6 hexágonos internos. Os outros grupos, HE/Zr; HE/Zr/Cm; HI/Zr; HI/Zr/Cm utilizaram na composição de metal do pilar protético a zircônia, confeccionada pelo sistema CAD/CAM (Zirkonzan-Goés, Italy). Tais intermediários também foram acoplados e torqueados sobre os implantes numa quantidade de 6 amostras para cada grupo de implantes (HE e HI).

Para torque inicial dos parafusos de fixação dos pilares protéticos, os corpos-de-prova foram fixados em uma morsa, os pilares posicionados e os respectivos

parafusos rosqueados com aperto manual. Em seguida, com auxílio de um torquímetro manual, devidamente calibrado, (Tohnichi, modelo BTG 50CN- Japão- Figura 6A e 6B e Figura 7) foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante (Neodent- Curitiba-Brasil), ou seja, 30 N para pilares de titânio e 20N para pilares de zircônia.

Objetivando compensar a perda inicial da pré-carga nos parafusos, o mesmo torque de 30N e 20N foi dado em todas as amostras dez minutos após a primeira tomada.

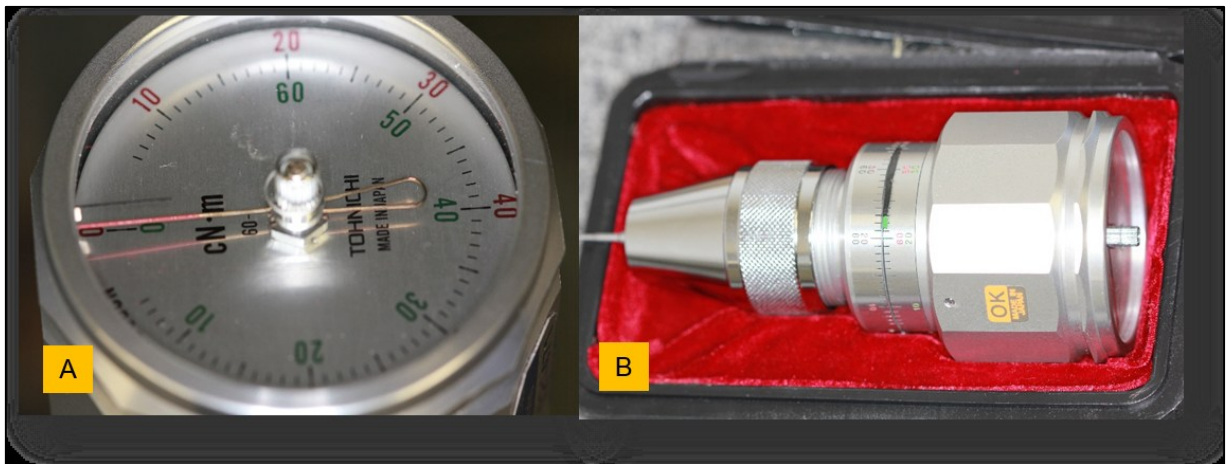


Figura 6A e 6B - Torquímetro manual, modelo BTG -50CN

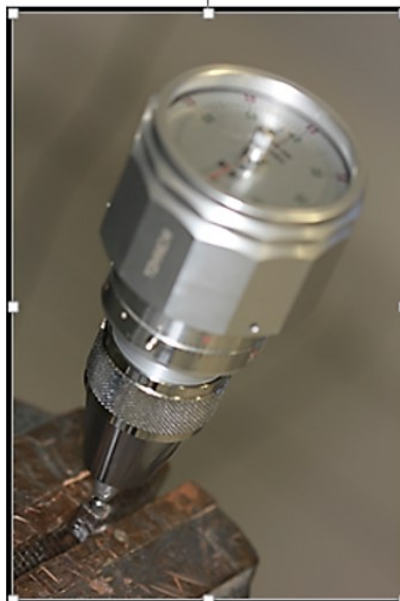


Figura 7 – Conjunto corpo de prova/torquímetro fixados na morsa prontos para receberem o torque inicial.

4.9 Análise e mensuração inicial da interface pilar/implante (GAP)

A interface implante/pilar foi avaliada em todos os corpos de prova e as medições realizadas em um esteriomicroscópio óptico com aumento de cinco vezes o tamanho real da imagem (Zeiss - Stemi 2000 C, EO inc.- Barrington- New Jersey - USA– Figura 8)

Os corpos de prova foram colocados centralmente sob o suporte do microscópio e obtido o foco. Este equipamento proporciona a leitura em três eixos: x, y e z, porém neste trabalho, foi utilizado somente o eixo x para medição da interface avaliada, visto que o propósito desta pesquisa foi de verificar a interface somente em um plano. A medição desta interface seguiu-se colocando o cursor (mira) do microscópio nas margens da interface existente Pilar/implante e a medida foi registrada digitalmente no visor do aparelho e captadas pelo software do sistema (Axion Vision L E. 64 Bits, Kistlerhofstraße -München, Alemanha).

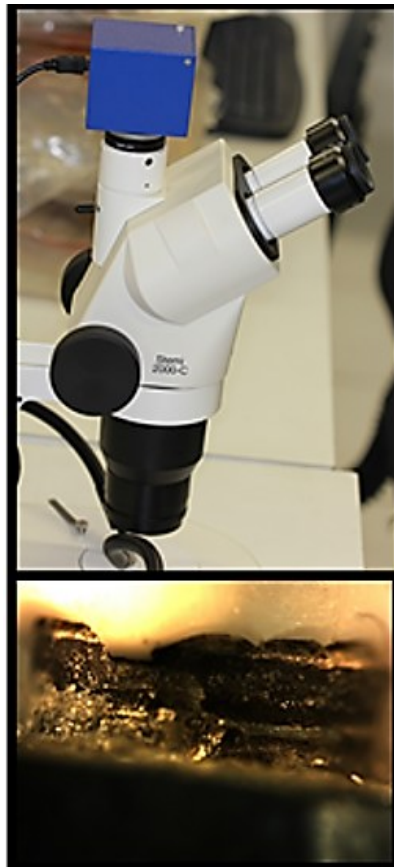


Figura 8 – Esteriomicroscópio – Zeiss-Stemi 2000 C (New Jersey-USA)

As medidas foram medidas no software Axion Vision L E. 64 bits (Axion Vision L E. 64 Bits, Kistlerhofstraße -München, Alemanha) em aumento de cinco vezes com auxílio de uma régua calibrada em micrometros presente no próprio software. As mensurações foram feitas nos pontos demarcados com broca esférica (A, B, C e D) sobre os nichos do suporte inicialmente fabricado (item 4.1), de forma a padronizar, numa mesma área, a leitura em toda as amostras tanto antes como após a ciclagem mecânica (Figuras 9).

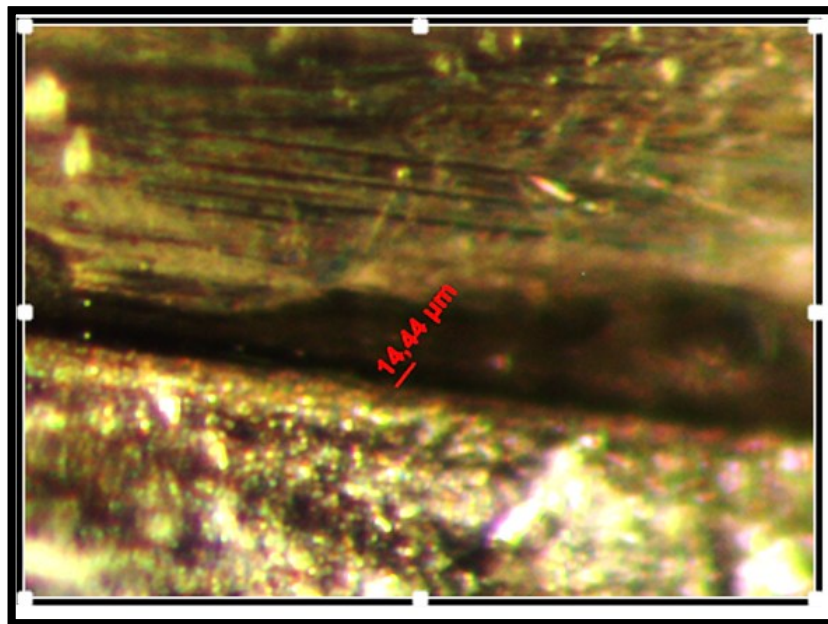


Figura 9 – Avaliação de GAP pilares de titânio

Os resultados obtidos foram salvos em arquivos PDF para posterior análise comparativa com os resultados obtidos pós ciclagem mecânica (vide resultados - seção 5).

4.10 Fixação das amostras para ciclagem mecânica

Após a mensuração das imagens iniciais dos hexágonos internos e externos no MEV, os corpos de prova, em seus respectivos nichos numerados de um a 24, foram retirados da base do *suporte inicial* e incluídos novamente em resina epóxica

sobre uma base, agora em PVC, para melhor acomodação destes corpos de prova na cicladora mecânica durante a fase de ciclagem (Figura 10).

Para isso utilizou-se um cano de PVC com 20mm de diâmetro (Tigre, São Paulo, Brasil), cortado, com o auxílio de um torno de precisão até a obtenção de 24 anéis com 19mm de comprimento cada conforme Figura 10.



Figura 10 – Corpos de prova sob suporte de PVC prontos para ciclagem mecânica

Em seguida, cada anel teve sua superfície aplainada em quatro faces (Figura 10) para possibilitar, após a ciclagem mecânica, a posterior fixação em morsa e aplicação do destorque do parafuso de fixação do pilar protético.

Os implantes/nichos foram novamente fixados na extremidade da haste vertical de um delineador (Bioart – São Carlos/SP, Brasil) apoiados pela chave de aperto do parafuso de fixação. Essa inclusão, com a utilização do delineador, garantiu novamente a padronização da inclusão, bem como o paralelismo dos componentes (Diez et al., 2011). Em seguida, esses implantes foram incluídos em resina epóxica quimicamente ativada (NEMA G10 Rod mm x Piedmont Plass– São Carlos – São Paulo - Brasil), proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do

fabricante. A resina manipulada foi posicionada no interior das matrizes de PVC e colocadas sobre uma placa de vidro plana, isolada e lubrificada. Após o preenchimento total da matriz, a haste vertical do delineador foi baixada até que o implante ficasse devidamente posicionado, 2mm abaixo da resina, simulando a situação bucal com mínimo de perda óssea, conforme metodologia proposta por Martin et al. (2001).

O conjunto foi mantido em posição até a polimerização total da resina. Esse procedimento foi repetido para todos os implantes. A resina dos corpos de prova foi novamente demarcada com o auxílio de uma broca esférica 1/2 (nº 3203, KG Sorensen, São Paulo, Brasil), montada em caneta de alta-rotação em quatro locais coincidentes com os desgastes feitos nos anéis de PVC e identificada com números e letras em cada face (Diez et al., 2011) conforme a Figura 11.

4.11 Ciclagem mecânica

Todos os 24 corpos de prova, três a cada vez, foram fixados sobre a plataforma de uma máquina de ensaio de fadiga (8801- INSTRON - Fatigue Testing Systems, Inglaterra-Reino Unido) (Figura 11). O conjunto implante/pilar/coroa foi submetido a ensaio cíclico mecânico. Os ciclos mecânicos foram aplicados para cada pilar por meio de punção com um pino de carga de 4mm de diâmetro. A punção foi posicionada a 1mm de centro do pilar protético em uma área fora do orifício do parafuso de retenção da porção coronária do pilar protético cimentado. Essa máquina de ensaio possui uma oscilação de 2mm de movimentação da sua área marcada (centro do pilar) para induzir o movimento de balanço na interface pilar/implante. Uma força de 120N (1,2Kg/N) foi aplicada por um milhão de (10^6) ciclos na frequência de 10HZ (Kim et al., 2005; Dhingra et al., 2013).

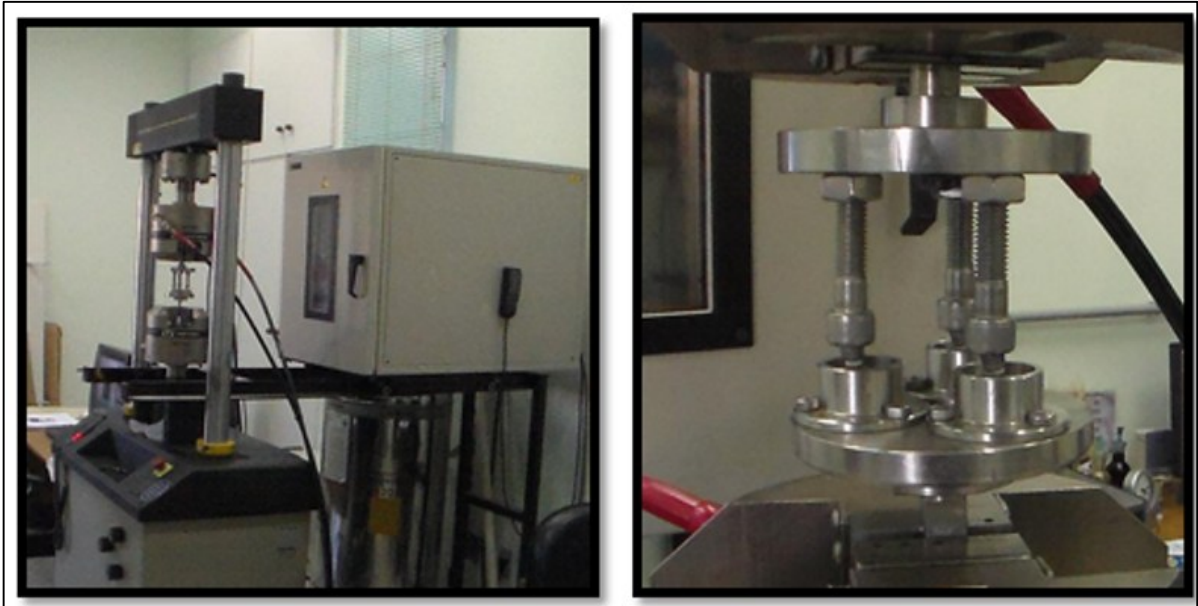


Figura 11 – Máquina universal para ensaios de fadiga (8801 Fatigue Testing Systems-Inglaterra-Reino Unido).

4.12 Avaliação da interface (GAP) final

Após a realização do ensaio de ciclagem mecânica não observou, visualmente, nenhuma alteração clínica estrutural (fraturas, trincas) dos materiais testados nos quatro grupos discutidos. Entretanto os corpos de prova foram novamente encaminhados para a análise microscópica óptica no estereomicroscópio (Zeiss-Stemi- 2000 C – New Jersey – Tennessee – USA) com os mesmos aumentos utilizados no item 4.8, a fim de avaliar microscopicamente se havia alterações estruturais e diametrais significativas ($p < 0.05$) do GAP entre os pilares protéticos e as plataformas dos implantes pós ciclagem mecânica, conforme observado na Figura 12A e 12B. Foram ainda avaliados nas amostras, as condições físicas dos materiais pós ciclagem, observando fraturas, trincas ou deformações nos quatro grupos de materiais testados. Essas análises microscópicas finais também foram avaliadas pelo mesmo software Axion Vision L E 64 (BitsKistlerhofstraße, München, Alemanha) conforme o item 4.9 descrito nesta seção e os resultados obtidos foram salvos em arquivos PDF para posterior discussão na seção resultados.

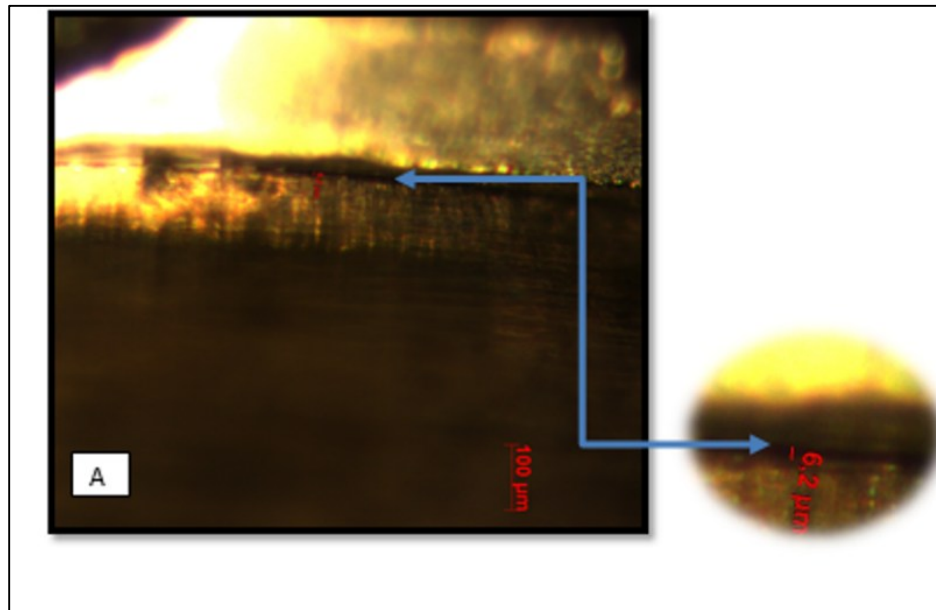


Figura 12A - Avaliação inicial de Gap de grupo (HI/Ti): 6.2 μ m

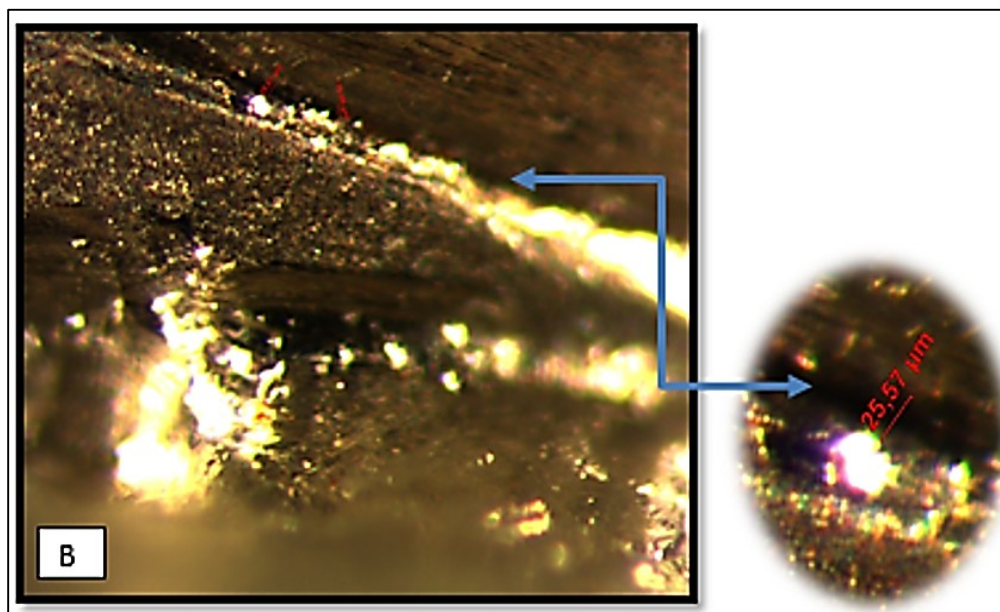


Figura 12B - Avaliação final de GAP grupo (HI/TiCm): 25.57 μ m

Notar diferença significativa ($p > 0.05$) entre GAP final e inicial de amostras do grupo HI/Ti antes e após a ciclagem mecânica

4.13 Avaliação do destorque

Após a ciclagem mecânica, os corpos de prova foram novamente fixados na bancada (morsa) para medida e registro do valor de destorque, como descrito no item 4.8. Para isso, foi utilizado o mesmo torquímetro analógico (Torquímetro manual modelo BTG -50CN) acoplada a uma chave de torque do parafuso de fixação quadrado

do pilar protético empregado no ítem 4.8. Ressalva-se que apenas o contra torque foi dado no sentido anti-horário ao aperto deste parafuso e os valores obtidos foram também armazenados em arquivo de PDF para posterior análise estatística como descritos na seção resultados (Figura 13).



Figura 13 – Destorque dos parafusos de fixação pós ciclagem mecânica.

4.14 Avaliação do desgaste dos hexágonos - microscopia eletrônica de varredura final (MEV)

Um dos pontos fundamentais desta pesquisa refere-se ao padrão de desgaste da superfície dos implantes (hexágonos) sob pilares de diferentes materiais quando submetidos a ciclagem mecânica, simulando condições de tempo (10^6 ciclos) relativas ao uso de tais componentes na cavidade bucal e sobre pressão mastigatória de 120N, para os quatro grupos de materiais testados (Lima, 2013).

As amostras pós-ciclagem foram, então, reobservadas no mesmo microscópio eletrônico de varredura (MEV-Inspect-F-50-Inglaterra-Reino Unido) sobre as mesmas condições e os mesmos aumentos de setenta vezes conforme descrito no ítem 4.10.

As imagens colhidas pelo software XT Microscope Control (FEI Nova NanoSEM 650 Scanning Electron- Dawson Creek Drive Hillsboro, Oregon – USA) foram armazenadas e posteriormente puderam ser avaliadas observando o grau de desgaste da superfície dos implantes (Figura 14A e 14B). Para isso, utilizou-se outro software (Image Pro Plus 6.0 - Media Cybernetics, Inc. Rockville, USA) da mesma forma obtida na microscopia inicial.

Após o treinamento e capacitação do operador, o mesmo, delimitou a área a ser analisada com o auxílio do software Image Pro Plus 6.0. Assim, depois disso, calculou-se as áreas iniciais e finais, para que pudessem ser comparadas entre si, identificando os valores de desgaste observados antes e após a ciclagem mecânica.

Tais imagens iniciais e finais foram comparadas entre si e a diferença entre os resultados obtidos das duas imagens foram salvos em arquivos de PDF para posterior análise estatística (Koltz et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2012; Stimmelmayer et al., 2013).

5. RESULTADOS

Os dados iniciais e finais obtidos nos ensaios e nas imagens microscópicas foram submetidos à análise estatística. Verificou-se, então, a normalidade dos valores e para isso foi realizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Após a comprovação das médias paramétricas, (Kolmogorov-Smirnov), realizou-se a análise de variância (ANOVA - two-way) e teste pós-hoc de Tukey adotando $p < 0,05$, como índice de significância.

A Tabela 2 representa as médias de desgaste dos corpos de prova antes e após a ciclagem mecânica. Para melhor interpretação dos dados foi empregado o teste de tukey com índice de significancia de $p < 0,05$.

Tabela 2 - Médias (DP) da deformação em mm^2 da superfície do implante.

Grupos	Sem ciclagem	Com ciclagem	% de deformação
HE/Zr	73,63 (3,23) c, A	69,43 (2,56) b, A	5,7
HE/Ti	73,41 (2,99) c, A	69,33 (2,10) b, A	5,5
HI/Zr	129,25 (8,34) a, A	116,97 (1,16) a, B	9,5
HI/Ti	118,44 (6,95) b, A	115,15 (3,69) a, A	2,7

- As Médias seguidas por letras distintas minúsculas (coluna) e maiúsculas (linha) diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

Na Tabela 2, somente o grupo HIZrCm apresentou desgaste significativo ($p > 0.05$) sobre as superfícies dos hexágonos dos implantes de titânio antes e após a ciclagem mecânica. As figuras 14A e B evidenciam perda de massa do hexágono dos implantes HE e HI pós ciclagem mecânica, porém essa diferença foi significativa apenas no grupo HIZrCm.

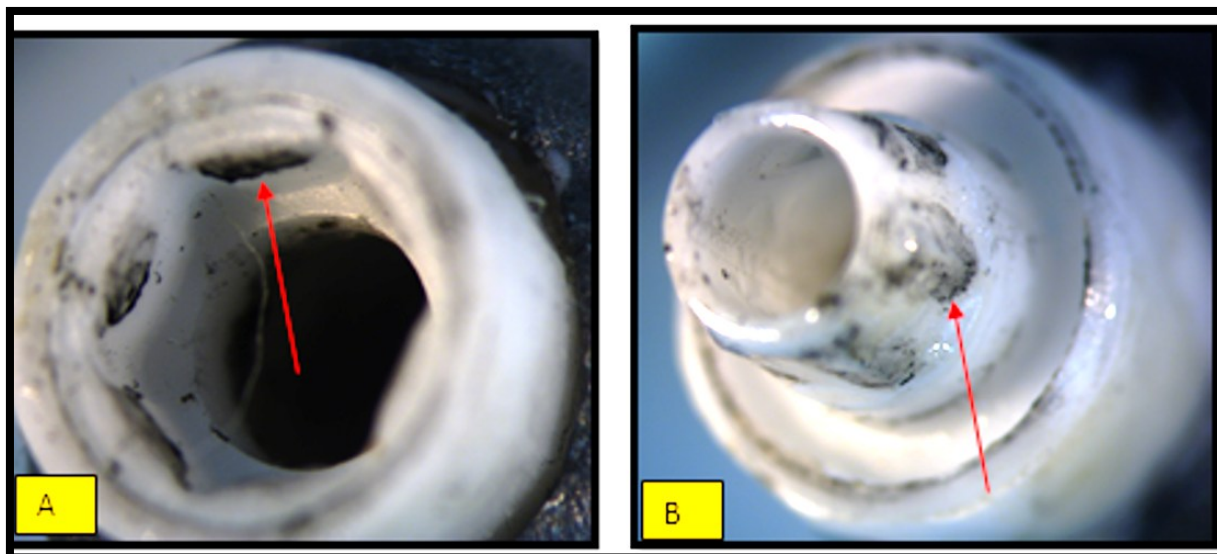


Figura 14A e B – Pilares protéticos de zircônia evidenciando marcas dos desgastes do metal do hexágono dos implantes sobre o pilar protético

Tabela 3 - Médias (DP) do destorque em Newtons (N.cm).

Grupos	Torque (Pré-ciclagem)	Destorque (Pós-ciclagem)	% perda de torque
HE/Zr	20,00 b, A	17,33 (2,27) b, B	13,3
HE/Ti	32,00 a, A	29,83 (1,29) a, A	6,8
HI/Zr	20,00 b, A	12,00 (2,25) c, B	40,0
HI/Ti	32,00 a, A	27,58 (1,53) a, B	13,8

- Letras distintas minúsculas (coluna) e maiúsculas (linha) diferem estatisticamente, pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

As médias observadas na Tabela 3 são referentes as médias de destorque dos parafusos de fixação das coroas protéticas antes e após a ciclagem mecânica.

Ainda nessa Tabela 3, o grupo (HiZrCm) apresentou um menor destorque quando comparado aos demais grupos.

Após o destorque, no grupo de prova HiZrCm observou-se visual e clinicamente, fraturas longitudinais nos pilares protéticos em dois dos seis corpos de prova do grupo, provavelmente ocasionadas pela ciclagem mecânica como mostra a

Figura 15. Tais fraturas indicam que a porção interna do pilar aumentou o seu comprimento em 2mm o que pode sugerir ter sido a causa de tal intercorrência (Steinenbrunner et al., 2008; Ellakwa et al., 2011; Beuer et al., 2012; Leutert et al., 2012, Wael et al., 2012). Essas possíveis causas serão melhores discutidas na seção discussão desta pesquisa.

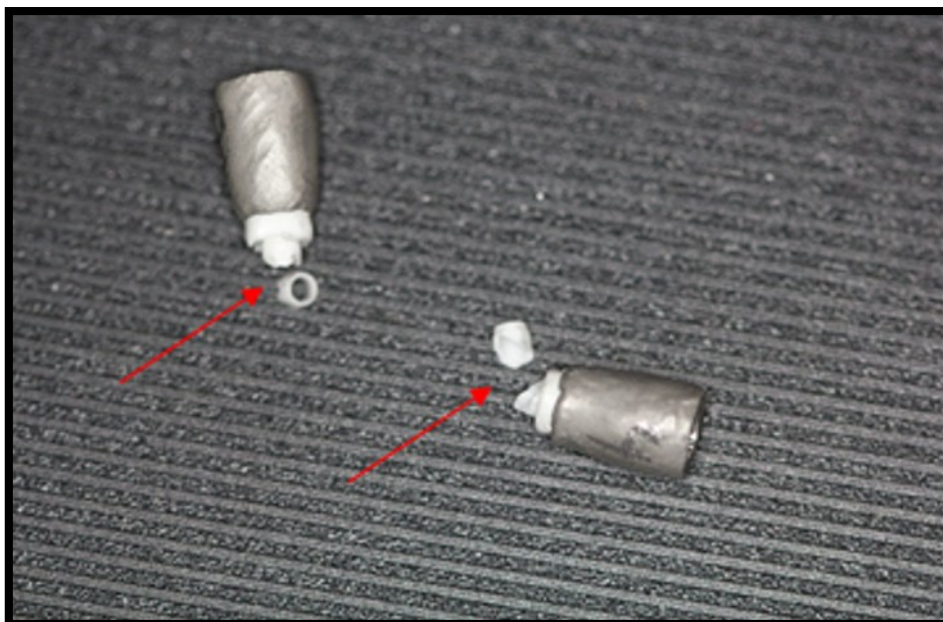


Figura 15 – Pilares protéticos em Zircônia para implantes de HI
Notar fratura longitudinal dos pilares.

Tabela 4 - Médias (DP) de fendas (GAP) em micrometros (μm)

Grupos	Sem ciclagem	Com ciclagem
HE /Zr	-	29,94 (3,91) ab
HE/Ti	17,50 (1,81) a, A	19,83 (0,77) bc, A
HI/Zr	-	36,70 (17,25) a
HI/Ti	8,65 (2,43) a, A	14,78 (3,59) c, A

- Médias seguidas por letras distintas minúsculas (coluna) e maiúsculas (linha) diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

A análise da Tabela 4 mostra que a ciclagem mecânica não influenciou os valores da interface pilar/implante (GAP) nos grupos que utilizaram os pilares de titânio.

Após a ciclagem mecânica, os maiores valores de GAP foram observados nos grupos em que os pilares foram confeccionados em zircônia tanto HI quanto HE.

Na leitura das amostras que utilizaram pilares protéticos de zircônia tanto em implantes de hexágono interno quanto externo, a avaliação do GAP inicial foi impossibilitada devido à sobreposição do pilar protético sobre as margens do implante, conforme observado nas Figuras 16A e 16B.

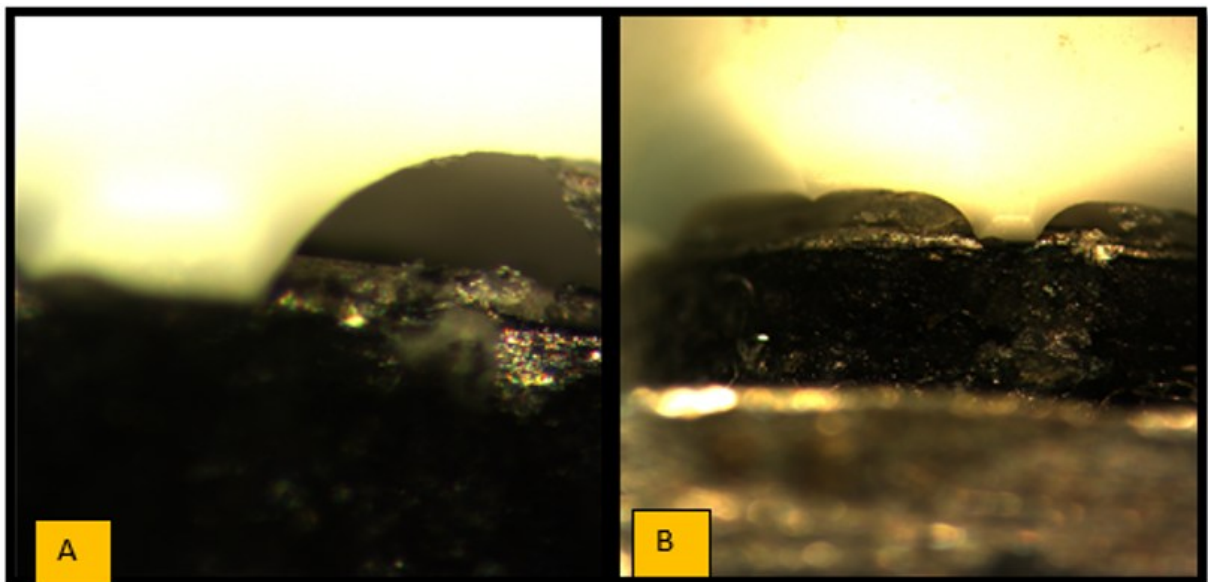


Figura 16A e 16B - Sobrecontorno do pilar de zircônia sobre a interface implante pilar dificultando a leitura de GAP.

Tabela 5 - Valores da correlação deformação, destorque e fenda do HI/ZrCm.

HI/ZrCm	Deformação	Fenda (GAP)	Destorque
Amostra 7	116,18mm ²	21,26µm	12.5N.cm
Amostra 8	116,43mm ²	76,99µm	14N.cm
Amostra 9	118,63mm ²	88,81µm	14N.cm
Amostra 10	118,13mm ²	39,64µm	8N.cm
Amostra 11	116,84mm ²	26,83µm	12.5N.cm
Amostra 12	115,66mm ²	42,73µm	11N.cm
Variável 1	Desgaste x Destorque		$\rho = -0,11815$
Variável 2	Destorque x Fenda		$\rho = 0,49880$
Variável 3	Fenda x Desgaste		$\rho = 0,45918$

Tabela 6 – Valores da correlação destorque (N.cm) X fenda (µm) G3 (HITI)

Hi/Ti	Destorque	Fenda(GAP)	
Amostra 19	28,0	15,31	
Amostra 20	26,5	20,80	
Amostra 21	30,0	15,63	
Amostra 22	28,5	14,27	
Amostra 23	26,0	11,05	
Amostra 24	26,0	11,47	
Variável 4	Destorque x fenda		$\rho = 0,169023$

As Tabelas 5 e 6 referem-se à correlação entre os três testes mostrados nesta pesquisa: destorque, fenda e desgaste e as correlações entre a interface e destorque

de parafusos de fixação, respectivamente. Essa correlação foi feita utilizando o teste de Pearson ou teste “ ρ ”. No entanto, os valores do coeficiente de Pearson (ρ) não se aproximaram do valor um (1), ($\rho = 0,169023$, $p < 1$) para nenhuma dessas análises.

6. DISCUSSÃO

Para a confecção dos pilares em zircônia, utilizados nesta pesquisa, alguns aspectos estruturais foram extremamente importantes e relevantes. A confecção dos pilares pelo sistema CAD/CAM (Zirkonzan –Goes- Itália) por meio do escaneamento dos pilares em titânio e posterior fresagem (Cerutti et al, 2014; Geng et al., 2015) deveria, teoricamente, primar pela padronização e automação do sistema, produzir componentes protéticos personalizados e totalmente ajustados para o implante (3.75x13 Titamax-Neodent-Curitiba-Brasil). Entretanto, em implantes de hexágono interno, utilizando pilares de zircônia (CAD/CAM - Zirkonzan –Goes- Itália – grupo HI/Zr), foi observado na avaliação microscópica inicial do GAP, excesso de material cervical do pilar protético de hexágono interno (sobrecontorno cervical - Figura 16A e 16B). Isto impossibilitou a leitura de GAP inicial desses pilares e, em consequência afetou o resultado final da leitura dos GAP dos mesmos intermediários sobre as plataformas dos implantes. Cerutti et al. (2014) avaliaram in vitro a precisão de encaixe de pilares de zircônia fresados a partir de três sistemas CAD/CAM de marcas comerciais distintas e identificou diferença nas dimensões de pilares de uma marca comercial para outra, entretanto essas mesmas não afetaram o resultado final de leitura das amostras. A dificuldade de observação da interface pilar/implante foi causada, provavelmente, durante a manipulação e padronização de leitura das imagens dos pilares de titânios (protópio inicial) no escaneamento do mesmo. Entretanto, nas imagens microscópicas finais, devido a fratura de bordas de alguns pilares em zircônia do grupo (HI/Zr/cm), foi possível avaliar a interface pós ciclagem mecânica neste grupo. Contudo as demais análises (desgaste e destorção), para

esse grupo (HI/Zr) não foram afetadas por esse sobre contorno e seus resultados puderam ser identificados e analisados de forma precisa.

Ainda sobre a leitura das interfaces (GAP) antes e após a ciclagem mecânica, dispostas nesta pesquisa na Tabela 4, observamos nos dados que a ciclagem não influenciou os valores do GAP em nenhum dos grupos. Após a ciclagem mecânica, os maiores valores GAP foram observados nos grupos que utilizaram pilares de zircônia, tanto em implantes de hexágono interno quanto externo. Os menores valores de GAP foram encontrados nos pilares em titânio para implantes de hexágono externo (valores finais médios pós ciclagem $19.83\mu\text{m}$ – diferença de valores médios $0.77\mu\text{m}$). Contudo a hipótese de que a ciclagem aumentaria o GAP também foi rejeitada e as diferenças encontradas nessa análise pelo teste de Tukey, não foram significativas ($p < 0,05$).

Cavusogulu et al. (2014) e Matthias & Taylor (2014) avaliaram comparativamente a interface pilar/implante sobre pilares de zircônia e titânio, e observaram que pilares de zircônia apresentavam uma interface ligeiramente maior que o grupo controle constituído de pilares de titânio. Esta diferença poderia estar relacionada, a longo prazo, à microinfiltração bacteriana periimplantar sobre a fenda e consequente saucerização (perda óssea perimplantar). Contudo, seus resultados a longo prazo não mostraram diferença significativa sobre estas interfaces.

Para avaliação do destorque dos parafusos de fixação (Tabela 3) sobre a superfície de implantes em titânio, alguns pontos críticos foram comparativamente observados à literatura disponível. Inicialmente, fatores como a composição, dureza e resistência flexural das ligas utilizadas nos pilares protéticos deveriam influenciar os valores finais de destorque dos parafusos de fixação dos pilares de titânio e zircônia. A zircônia é um metal de dureza dez vezes superior ao titânio usados nos implantes odontológicos e intermediários (Koltz et al., 2011; Stilmemayr et al., 2013), com

resistência flexural menor que a do titânio, Piconi et al. (2012). Supõe-se, que a transmissão de cargas sobre este material (mais duro e menos resistente), seria fisicamente mais afetada sobre as estruturas de seus componentes: corpo do pilar, parafuso de fixação e cinta do pilar trazendo como consequência um maior desgaste da estrutura com menor dureza, ou seja: o titânio; e um desaperto maior dos parafusos de fixação da estrutura mais dura, ou seja: a zircônia. A carga mecânica cíclica, assim como a força mastigatória, pode ter afetado a sobrevida no aperto do parafuso de fixação dos intermediários devido a sobrecarga gerada pelo impacto da força sobre este metal mais resistente. Como consequência da sobrecarga, o parafuso de fixação do intermediário receberia uma maior quantidade de forças à carga aplicada sobre o mesmo pilar em zircônia (Martin et al., 2001; Yuzugullu & Avci; 2008; Iseri et al., 2010; Baldassarri et al., 2012) e se desapertaria com mais facilidade que nos intermediários de titânio.

Tal fato revelou-se evidente para pilares de zircônia do grupo HIZrCm. A avaliação do torque e destorque dos parafusos, presente neste estudo, mostra que implantes de hexágono interno com pilares protéticos em zircônia apresentam um menor valor de destorque (maior desaperto de parafuso de fixação dos pilares dos implantes – 20,00N para 12,00N – 40% de desaperto) quando comparado com os demais grupos. Ou seja, pilares de zircônia sobre a superfície dos implantes de hexágono interno perderam mais torque, foram menos estáveis.

Para Yuzugullu & Avci (2008) a altura do pilar protético está diretamente relacionada a desaperto do parafuso e isto pode ter sido um fator primordial para tal variância em pilares de hexágono interno apesar de a altura do pilar protético não ser uma variável desta pesquisa. Para Baldassarri et al. (2012) a análise feita com a altura de três tipos de pilares em zircônia comparados a um tipo de pilar de titânio revelou

que pilares de zircônia mais altos (levando em consideração a parte interna do pilar) e mais finos são mais facilmente quebráveis e se desapertam mais facilmente quando comparados a pilares de titânio ou de zircônia mais largos devido a um maior braço de alavanca presente entre a altura destes pilares e a força aplicada a eles. Tal informação pode explicar maiores índices de desaperto do parafuso do intermediário de zircônia do grupo HI/Zr nesta pesquisa e também, maiores índices de fratura deste componente após o recebimento da carga cíclica (n=2). Para Stimmelmayer et al. (2013) o diâmetros de pilares protéticos em titânio e em zircônia sobre carga cíclica, também influenciaram o padrão de destorque dos parafusos de fixação. Para eles o diâmetro dos pilares está diretamente ligado à sua resistência flexural e a micromovimentação dos pilares de titânio sob forças mastigatórias o que poderia influenciar diretamente o desaperto dos parafusos de fixação.

Neste estudo, os grupos de pilares em titânio apresentaram maiores índices de destorque, ou seja, perderam menos torque, foram mais estáveis, mesmo para o grupo HI/TI utilizando implantes de hexágono interno e pilares de titânio [(valores médios pré e pós ciclagem mecânica 32,00N - 27,58N – diferença intergrupos (1,53) – porcentagem de destorque pós ciclagem(13,8%)], Com exceção do implante de hexágono externo com intermediários em titânio [(valores médios pré e pós ciclagem mecânica=32,00N +/- 29,83N-diferenças intergrupos (1,29) - porcentagem de destorque de 6,8%)] que o destorque não foi considerável. Todos os outros grupos apresentaram perda de torque após a ciclagem (Tabela 3).

Para a análise de desgaste das plataformas dos implantes sob a pressão de intermediários de zircônia e titânio (Tabela 2), a aplicação de carga cíclica, seguiu a metodologia proposta por Koltz et al. (2011); Stimmelmayer et al. (2012; 2013); Lima et al. (2013); Cashman et al. (2011) e a quantidade de carga cíclica utilizada (120N a

10Hz de potência e 10^6 de ciclos) simulou uma força um pouco superior à força mastigatória mínima (100N). Para Lima et al. (2013), a quantidade de ciclos de uma máquina universal de ensaio similar a utilizada nesta pesquisa (8801 Fatigue Testing Systems-Inglaterra-Reino Unido) simularia, um período em torno de quatro anos de uso dos intermediários (mais ou menos 250 mil ciclos por ano) caso estes estivessem sob condições de temperatura, umidade, pressão de carga similares a utilizada em sua pesquisa. Entretanto, nesta pesquisa, as condições de umidade e temperatura não foram levadas em consideração e, portanto, não podem ser descritas como um fator na relação tempo x fadiga. Quando comparam os grupos com as mesmas geometrias (HE ou HI) antes e após a ciclagem mecânica (HI/Zr com HI/Ti e HE/Ti com HE/Zr – Tabela 2) pelo teste *t*, observou-se que entre os implantes de conexão externa (HE), independente dos pilares em zircônia, não houveram diferenças significativas ($p < 0,05$). A mesma situação também foi observada para a geometria dos implantes de conexão interna (HI) utilizando pilares de titânio ou zircônia comparativamente (Tabela 2). Contudo, para os implantes de conexões internas utilizando pilares de zircônia HI/Zr; entre eles, após ciclagem mecânica, observou-se uma maior deformação/desgaste, quando comparados aos demais grupos pós ciclagem $p > 0,05$ (Tabela 2). Estes resultados evidenciaram haver uma deformação na superfície destes implantes, que sugerem, em prazos superiores a quatro anos trazer prejuízos tanto para destorque de parafusos de fixação, quanto para a desadaptação do pilar sobre esta plataforma e possíveis e previsíveis falhas de tratamento.

Yuzugulu & Avci (2008); Koltz et al. (2011); Stimmelymayr et al. (2013); Dhingra et al. (2013); Matthias & Taylorl (2014), avaliaram em condições físicas semelhantes a este experimento, a influência dos pilares de zircônia sobre a superfície de implantes de titânio e os resultados foram próximos aos encontrados nesta pesquisa. Para esses

autores, as “deformações/desgastes” são evidentes, entretanto é sempre consenso geral que eles não são efetivamente significativos e ainda não se sabe o seu real efeito a longo prazo sobre a superfície da plataforma do implante e se esse efeito irá prejudicar a longevidade dos tratamentos. Estudos longitudinais com ciclos de ensaios mecânicos maiores precisam ser feitos de forma a se consensuar o real prejuízo destas materias para a superfície dos implantes. Neste presente estudo, a hipótese apontada sobre o efeito da deformação e perda de massa do titânio sobre a superfície de pilares de zircônia foi comprovada, visto que o fato foi observado em todos os grupos, porém de maneira significativa, somente para o grupo HI/Zr que utilizou pilares de zircônia. As amostras fixadas na microscopia óptica final (Figura 14A e B) sugerem indícios de perda de massa de metal (titânio) sobre os pilares de zircônia tanto para hexágonos internos quanto externos. Nesse sentido, outros estudos precisam ser efetivados por períodos superiores a um milhão de ciclos, observando tanto a superfície dos implantes quanto a superfície dos pilares em zircônia. Tal fato pode provar degradação estrutural superior, tanto do hexágono e plataforma do implante quanto da superfície interna do intermediário.

Observou-se ainda, nesta pesquisa, fratura cervical das bordas de alguns pilares em zircônia (grupos HE/Zr e HI/Zr). A fratura de dois pilares de hexágono externo em zircônia ocorreu durante o aperto do parafuso de fixação do pilar no processo de torque inicial dos corpos de prova pré ciclagem mecânica (Figura 16A e 16B). O torque utilizado nestes grupos de pilares de zircônia (HI/Zr e HE/Zr) foi o mesmo recomendado pelo fabricante (20N) e utilizados em outras pesquisas, (Byrne et al. (1998); Kim et al. (2005); Cashman et al. (2011); Dhingra et al. (2013). As microtrincas cervicais visualizadas pela microscopia óptica sugerem que houve tensões cervicais durante o aperto do parafuso de fixação dos intermediários,

provavelmente provocado pela falta de passividade destes pilares sobre os hexágonos dos implantes. Este fato sugere ser a causa principal destas fraturas (Karl et al., 2012; Araújo et al., 2015; Joo et al., 2015; Lopez-Suares et al., 2016. Para Araújo et al. (2015), a passividade e o desajuste vertical de armações confeccionadas pelo sistema CAD/CAM em zircônia comparadas a armações feitas pelo sistema convencional (fundição-cera perdida em cobalto-cromo) apresentou diferença intermediária nos coeficientes de passividade quando comparado às de cobalto-cromo pelo sistema CAD/CAM. O grupo cobalto-cromo CAD/CAM apresentou maior passividade quando comparados aos grupos de armações de titânio.

Para os pilares de zircônia de implantes de hexágono interno, durante a microscopia inicial, também se observou, em dois corpos de prova, fraturas cervicais dos pilares (Figura 15). Tais fraturas podem ser justificadas por dois motivos: inicialmente pela falta de passividade cervical e pelo excesso de força cervical agindo sobre um componente menos resistente. Em segundo, o excesso de material cervical do pilar protético sem suporte e sem um bom assentamento sobre a plataforma do implante pode ter causado tensões adicionais durante o torque inicial provocando a fratura do pilar protético. Em contrapartida, microfraturas cervicais e microtrincas ao longo de todo o pilar protético de zircônia para HI podem ter se propagado. Ao serem enviados para ciclagem mecânica, durante a aplicação das forças verticais da cicladora, observou-se nesse grupo amostral (HI/Zr) a fratura do material (Figura 15). Além disso, nos pilares de hexágono interno em zircônia, as dimensões físicas do pilar protético tanto vertical quanto horizontalmente podem ter influenciado na fratura dos mesmos (Yuzugulu & Avci, 2008; Dhingra et al., 2013; Sui et al., 2014). Dimensões verticais maiores que 8mm e horizontais menores que 1mm podem levar a fraturas (Wael et al., 2012; Traini et al., 2015). Para Koutayas et al. (2012) o tipo de preparação

circunferencial nas paredes dos pialres de zircônia são, significativamente mais negativas, quando relacionadas à fratura dos pilares que a profundidade do preparo cervical destes pialres.

A correlação existente entre destorque, desgaste e fenda poderia ser facilmente entendida pelo simples fato de quando um material recebe uma força mecânica cíclica e constante por um período de tempo, esse material poderá sofrer fadiga com consequências relevantes. No caso dos pilares de implantes fixados por um parafuso de fixação utilizados neste experimento, a maior quantidade de força recebida se dissipa sobre a plataforma do implante e no seu parafuso de fixação com a coroa protética. Assim, quanto mais força se aplica sobre o pilar protético, mais dissipação de força a estrutura receberá e mais desaperto poderá ocorrer nos parafusos de fixação, trazendo como consequências uma maior interface (GAP) entre a conexão protética e a plataforma do implante (Kim et al., 2012; Shabanpour et al., 2015). Outra hipótese possível seria o atrito existente entre duas estruturas de graus de durezas diferentes. A zircônia tem um grau de dureza dez vezes maior que o titânio comercialmente puro dos implantes dentais (Koltz et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2012; 2013). Quanto maior o atrito entre essas duas estruturas, maior o desgaste da estrutura menos resistente, por perda de massa. Pensando nessas hipóteses fez-se necessário, nesta pesquisa, avaliar a correlação entre destorque, fenda e desgaste. Tal análise foi observada pelo teste de Pearson. No entanto, os valores do coeficiente de Pearson (ρ) nesta pesquisa não se aproximaram de um para nenhuma dessas correlações (HI/Zr - Desgaste versus Destorque $\rho = -0,11815$; desgaste versus fenda $\rho = 0,45918$ destorque versus fenda $r = 0,49880$.) HI/Ti ($\rho = 0,169023116$). A correlação entre estas variáveis foi estudada observando os dados isoladamente. No grupo HI/Zr, por exemplo, nota-se um maior índice de desaperto de parafusos pós ciclagem

mecânica quando comparados aos grupos HITi e um maior desgaste da superfície dos implantes em titânio e também um maior valor de fenda entre tais pilares. Essas alterações são pontuais para cada grupo e existem, porém, não de maneira significativa o que não permite dizer que esses grupos se correlacionam entre si.

A relevância clínica dessa presente pesquisa, conforme discutido acima, possibilitou uma análise criteriosa desse material que vem sendo utilizado em grande escala pela indústria odontológica mundial. Todos os pontos focados nesta pesquisa indicaram ser, a zircônia, um seguro material de uso clínico quando utilizado de forma correta, seguindo os padrões de dimensão já avaliados. Entretanto ainda se torna um material com grandes perspectivas de estudo. Pontos referentes a sua fragilidade estrutural, adesividade, biocompatibilidade tecidual, respostas inflamatórias perimplantares, e resistência ainda requerem maiores estudos tendo em vista a infinidade de variáveis que podem ser discutidas e as possíveis relevâncias clínicas que tais variáveis possam implicar.

7. CONCLUSÃO

Neste estudo podemos concluir que:

- Os pilares de zircônia deformaram/desgastaram em comparação as superfícies dos implantes de titânio tanto em implantes de conexão interna quanto externa. Entretanto essas deformações/desgastes não influenciaram, significativamente, os grupos, quando submetido a 10^6 de ciclos.
- Os pilares de zircônia apresentaram valor de desaperto de parafusos inferiores aos mostrados pelos pilares de titânio quando submetidos a carga cíclica.
- Todas os pilares de titânio e zircônia sofreram alterações na interface pilar/implante provocadas pela ciclagem mecânica após a aplicação de carga cíclica.
- Não houve correlação direta que pudesse indicar que, tanto pilares de titânio quanto os de zircônia sofreram desaperto, desajuste vertical, ou desgaste provocados somente pela correlação entre essas variáveis.

REFERÊNCIAS¹

1. Aboyousef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect as an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):450-5.
2. Abrahamsson I, Berghlundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1997;24(8):568-72.
3. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics* 2009;18:17-22.
4. Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 11. ed. São Paulo: Elsevier; 2005.
5. Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J* 2015;26(3):277-83.
6. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):537-43.
7. Bayer S, Zuziak W, Kraus K, Keilig L, Stark H, Enkling N. Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. *Clin Oral Impl Res* 2011;22:323-9.
8. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edeholf D. In vitro performance of full contour zirconia single crowns. *Dental materials* 2012;28:449-56.
9. Bittencourt TC, Ribeiro CG, Devito KL, Ferreira CF, Cagna DR, Picorelli NM. Zirconia Abutment Supporting All Ceramic Crowns in the Esthetic Zone: Interim Results of a Prospective Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2016;24(1):23-30.
10. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.
11. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implant Res* 2001;12(1):26-34.
12. 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(5):435-9.

¹ Referências elaboradas de acordo com modelo Vancouver

13. Brodbeck U. The ZiReal Post: A New Ceramic Implant Abutment. *Esthet restor Dent* 2003;15(10):24-9.
14. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent Jun* 1994;71(6):592-9.
15. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-92.
16. Cashman P, Schneider L, Shcneider G, Stanford M, Clancy JM, Qian F. *In Vitro* analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/Implant interface for a single abutment design. *Journal of Prosthodontics* 2011;20:503-9.
17. Cavusoglu Y, Akça k, Gürbüz R, Cavit 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.
18. Cerutti KD, Rodrigues NDJ, Lins LA, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):824-7.
19. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic. A three-year report. *JADA* 2010;141(11):1317-29.
20. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of implant abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.
21. De Mori R. Avaliação da interface implante/pilar protético antes a após carregamento cíclico [Dissertação de Mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2005.
22. Delben JA, Barão VA, dos Santos PH, Assunção WG. Influence of abutment type in esthetic veneering on preload maintenance of abutment screw of implants support crowns. *J Prosthodont* 2013;23(2):134-9.
23. Dhingra A, Weiner I, Luke AC, Ricci JL. Analysis of Dimensional Changes in the Screw and the Surface Topography at the Interface of a Titanium Screw and a Zirconia Abutment under Cyclic Loading: An *In Vitro* Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:661–9.
24. Diez JV, Brigagão VC, Cunha GC, Neves ACC, Silva-Concilo LR. Influence of Diamondlike Carbon–Coated Screws on the Implant-Abutment Interface. *The International Journal of Oral Maxillofacial implants* 2012;27(5):126-33.
25. Ellakwa TA, Raj T, Deeb S, Ronaghi G, Martin FE, Kineberg I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Australian Dental Journal* 2011; 56: 132–40.

26. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 (5):662-8.
27. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurements of the rotational misfit and implant-abutment gap of all ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 928-38.
28. Gehrke SA, Rossetti PHO. Influence of connection type, diameter, and insertion depth on fracture of tapered dental implants: in vitro descriptive and qualitative analyses. *Implant News* 2014; 11 (6a):140-6.
29. Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. *Int J Clin Exp Med* 2015; 8(6):8442-9.
30. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16(1):50-5.
31. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant Interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 94-100.
32. Hecker DM, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 346-51.
33. Hinckfuss S, Conrad HJ, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *J Oral Implantol* 2012; 38(4):311-23.
34. İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E, Küçükoğlu D. Influence of Grinding Procedures on the Flexural Strength of Zirconia Ceramics. *Braz dent J* 2010;21(6).
35. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620-5.
36. Jeong GOH, Yun KD, Lee KM, Lim HP, Won S. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont* 2010;2:81-7.
37. Joo HS, Yang HS, Park SW, Kim HS, Yun KD, Ji MK, Lim HP. Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *J Adv Prosthodont* 2015;7(3):183-90.
38. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF. The Effect of All-Ceramic and Porcelain Fused-to-Metal Restorations on Marginal Peri-implant Soft Tissue Color: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28: 357–65.

39. 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.
40. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 2012;107(4):232-8.
41. Kim SK, Lee JB, Koak Y, Heo Sj, Lee RK, Cho R. An abutment screw loosening study of diamond like carbon coated CP titanium implant. *Journal of oral rehabilitation* 2005;(32):346-50.
42. Koltz MW, Taylor TD, Goldberg JA. Wear at implant titanium-Zirconia interface: Pilot study. *Int j Oral Maxillofacial implants* 2011; 26: 970-5.
43. Koutayas SO, Mitsias M, Wolfart S, Kern M. Influence of preparation mode and depth on the fracture strength of zirconia ceramic abutments restored with lithium disilicate crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):839-48.
44. Lang LA, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Prosthet Dent* 2003; 90: 539-46.
45. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 74-9.
46. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle C, Sailer I. Bending Moments and Types of Failure of Zirconia and Titanium Abutments with Internal Implant-Abutment Connections: A Laboratory Study. *The International Journal of Maxillofacial Implants* 2012; 27: 505–12.
47. Lima, E de. Degradação da resistência de cerâmicas odontológicas após ciclagem mecânica [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2013. 66 p.
48. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez MJ. Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29(3):256-8.
49. Maeda Y, Satoh M, Sogoo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 33:75-8.
50. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. Esthetic solution for single-implant restorations – type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical Report. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 2-7.
51. Martin W, Woddy R, Miller BH. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86:24-32.
52. Matthias K, Taylor TD. Parameters Determining Micromotion at the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 1338–47.

53. Passos SP, Linke B, Larjava H, French D. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(1): 47-54.
54. Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. *Aplicações da zircônia em odontologia*. São Paulo: Revinter; 2012.
55. Ruff O, Ebert F. Beiträge zur Keramik hochfeuerfester Stoffe. I. Die Formen des Zirkondioxyds. *Z Anorg Allg Chem* 1929;180(1):19-41.
56. Shabanpour R, Mousavi N, Ghodsi S, Alikhasi M. Comparative Evaluation of Fracture Resistance and Mode of Failure of Zirconia and Titanium Abutments with Different Diameters. *J Contemp Dent Pract* 2015; 16(8): 613-8.
57. Silva NRFA, Thompson VP, Coelho PG, Valverde GB, Powers J, Upshaw E. In vitro and in vivo oxide and lithium disilicate restorations: comparative reliability analyses of zirconium. *JADA* 2011; suppl2:142.
58. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin. Oral Impl Res* 2008;19:1276–84.
59. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant- abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* 2012; 28: 1215-20.
60. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In Vitro Fatigue and Fracture Strength Testing of One-Piece Zirconia Implant Abutments and Zirconia Implant Abutments Connected to Titanium Cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 488-93.
61. Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Deng J, Wang Y, Wang J, Yan J. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *J Dent* 2014;42(10):1353–9.
62. Traini T, Sorrentino R, Gherlone E, Perfetti F, Bollero P, Zarone F. Fracture Strength of Zirconia and Alumina Ceramic Crowns Supported by Implants. *J Oral Implantol* 2015; 41(spec):352-9.
63. 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.
64. Wael ATT, Yagima ND, Wolkewits RN, Witkowski S, Strub JR. Influence of preparation and wall thickness on the resistance to fracture of zirconia Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2012;14(1): 196-203.
65. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(4):238-40.

-
66. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments: a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *The International journal of periodontics and restorative dentistry* 2000; 20(1).
67. Yüzügüllü B, Avcı M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2008; 10: 113-21.
68. Zandparsa R; Albosefi A. An In Vitro Comparison of Fracture Load of Zirconia Custom Abutments with Internal Connection and Different Angulations and Thicknesses: Part II. *J Prosthodont* 2016;25(2):151-5.

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.

Paulo Henrique de Souza Pereira

Taubaté, fevereiro de 2017.