



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

RAFAELLA MONTEIRO CID OLIVEIRA

**EFEITO DO *DESIGN* DE PILARES PERSONALIZADOS
IMPLANTOSSUPORTADOS NA RESISTÊNCIA À FADIGA DE
COROAS CAD/CAM DE POLIMEROS DE ALTA PERFORMACE**

**FLORIANÓPOLIS
2016**

RAFAELLA MONTEIRO CID OLIVEIRA

**EFEITO DO *DESIGN* DE PILARES PERSONALIZADOS
IMPLANTOSSUPORTADOS NA RESISTÊNCIA À FADIGA DE
COROAS CAD/CAM DE POLIMEROS DE ALTA PERFORMACE**

Tese apresentada ao programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do Grau de DOUTORA em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso.

**FLORIANÓPOLIS
2016**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da
UFSC.

Oliveira, Rafaella Monteiro Cid

Efeito do *Design* de Pilares Personalizados Implantossuportados na Resistência à Fadiga de Coroas CAD/CAM de polimeros de Alta Performace / Rafaella Monteiro Cid Oliveira ; orientador, Antônio Carlos Cardoso - Florianópolis, SC, 2016.

125 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Projeto Auxiliado por Computador. 3. Implantação Dentária. 4. Polimeros. 5. Titânio. I. Cardoso, Antônio Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

RAFAELLA MONTEIRO CID OLIVEIRA

Efeito do *design* de pilares personalizados implantossuportados na resistência à fadiga de coroas cad/cam de polimeros de alta performace

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de “Doutora em Odontologia”, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 11 de Março de 2016.

Prof. Dra. Izabel Almeida
Coordenadora do Programa

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso (Orientador)
Presidente da Banca Examinadora

Prof. Dr. Pascal Magne (Membro Externo)

Prof. Dr. Sidney Saint Clair (Membro Externo)

Prof. Dr. Luís Boff (Membro)

Prof. Dra. Elisa Oderich (Membro)

Prof. Dr. Marco Aurélio Bianchini (Membro)

Tudo posso naquele que me fortalece.

Filipenses (4.13)

DEDICATÓRIA

A Deus, Pela fé que me mantém viva e fiel à vida honesta de trabalho e de estudo.

A minha Família, Cid, Ester, André, Frank e Julia, que souberam entender a minha ausência nos muitos momentos, deste de que ingressei no mestrado até a conclusão desta tese de doutorado.

AGRADECIMENTOS

A todos os professores, em especial ao Pascal Magne e Antônio Carlos Cardoso, que participaram da pesquisa.

A toda equipe CEPID, professores, funcionários e alunos pelos anos de amizade e trocas de conhecimento.

A Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e a University of southern California (USC) por acreditarem no meu profissionalismo.

A Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e a University of southern California (USC) por acreditarem no meu profissionalismo.

A CAPES pelo Programa Institucional de Bolsa para pós graduação, pelo apoio financeiro e institucional concedido para a realização do doutorado sanduiche.

LISTA DE LEGENDAS DAS FIGURAS

DO ARTIGO EM PORTUGUÊS

Figura 1 – a) *Design* dos pilares. b) Dimensões das coroas.....48

Figura 2 – a) Sistema de teste utilizado para o carregamento das amostras; b) Câmara de carga preenchida com água destilada, com cargas isométricas aplicadas através de um antagonista cilíndrico de resina composta centralizado no sulco central (dois pontos de contatos).....50

Figura 3 – Tipos de falhas: a) Falha Coesiva; b) Coesiva e Adesiva (mista); c) Falha Completa Adesiva.....51

Figura 4 – Função cumulativa de sobrevivência com o número de ciclos até a falha (Kaplan Meier).....52

Figura 5 – Tipos de Falhas: Coesiva, Mista e Falha Adesiva Completa respectivamente: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (sem falha, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%).....55

Figura 6 – Fratura oblíqua do pilar devido à cargas oblíquas aplicadas em um ângulo de 30 graus a) Pilar fraturado parcialmente interno ao implante; b) Restante do pescoço do pilar fraturado aderido a coroas Lava Ultimate intactas; c) Fotomicroscopia (10:1 de ampliação) demonstrando claramente esta fratura oblíqua.....56

Figura 7 – Amostra sobrevivente ao teste demonstrando a degradação (trincas) de coroas CAD/CAM. semelhante ao observado *in vivo*.....58

DO ARTIGO EM INGLÊS

Figure 1 – a) Abutments designs. b) Crowns mensurments.....77

Figure 2 – a) Electrodynamic Test System; b) Isometric load applied through a 7mm-diameter cylindrical antagonist centered on the central groove and load chamber filled with distilled water.....79

Figure 3 – Type of failures. a) Cohesive Failure; b) Cohesive and Adhesive Failure; c) Complete Adhesive Failure.....79

Figure 4 – Cumulative Survival Functions with number of cycles at failure (Kaplan Meier).....81

Figure 5 – Type of failure: Cohesive, Mixed and Complete failure respectively: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (No failure, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%).....84

Figure 6 – Views of the abutment showing the oblique fracture due to the fatigue force at 30° (left to right). a) Broken abutment partially internal to the implant; b) Remaining neck broken adhered with the intact HPPC; c) Photomicroscopy (10:1 magnification) showing clearly the oblique fracture.....85

Figure 7 – Survived specimen demonstrating the degradation (cracks) of the CAD/CAM crown similar to that observed *in vivo*.....87

LISTA DE LEGENDAS DAS TABELAS

DO ARTIGO EM PORTUGUÊS

Tabela 1 – Cargas/Ciclos até a falha e modo de falha de cada amostra....53

Tabela 2 – Taxa de sobrevivência para cada grupo experimental (%).54

Tabela 3 – Comparação Post-hoc utilizando o teste de Logrank ($p < .05$, indica diferença estatística).....55

DO ARTIGO EM INGLÊS

Table 1 – Load/cycles at failure and failure mode for each specimen.....82

Table 2 – Survival rate for each experimental group (%)83

Table 3 – Post-hoc comparisons using Logrank test ($p < .05$, indicates statistically significant difference).....84

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

HPPC – Coroas de polímeros de Alta Performace

PPF – Prótese Parcial Fixa

PDL – Ligamento Periodontal

CAD/CAM – *Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing*

CEREC – Chairside Economical Restoration Esthetic Ceramics

CM – Cone Morse

Al₂O₃ – Óxido de Alumínio

SiO₂ – Silica

MW/cm² – Mega Watts / Centímetro ao quadrado

N - Newton

Hz - Hertz

x - Ciclos

% - Porcentagem

MPa - Unidade de medida da resistência flexural

GPa – Giga Pascal

µm - Micrometros

h - Hora

min - Minuto

s - Segundo

F – Fahrenheit

mm – Milímetro

nm – Nanômetro

UML – Uniforme Lei do Material

Ti CP – Titânio comercialmente puro

SUMÁRIO

CAPÍTULO I

Resumo.....21

Abstract.....23

CAPÍTULO II

Contextualização.....25

Objetivo.....37

Hipótese.....39

CAPÍTULO III

Artigo – Versão Português41

Artigo – Versão Inglês.....71

CAPÍTULO IV

Bibliografia Consultada101

CAPÍTULO IV

Anexo 1 – Ilustrações da metodologia Aplicada111

CAPÍTULO I

CID OLIVEIRA, RM. **Efeito do *design* de pilares personalizados implantossuportados na resistência à fadiga de coroas cad/cam de polímeros de alta performance.** 2016. 122 P. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis .

RESUMO

Coroas CAD/CAM de polímeros de alta performance (HPPC) representam uma nova opção para reabilitações implantossuportadas. Pouco se sabe sobre a influência do *design* do pilar sobre o desempenho destas restaurações.

Objetivos: O presente estudo teve como objetivo avaliar *in vitro*, a resistência à fadiga e o modo de falha de HPPC cimentadas adesivamente sobre três diferentes *designs* de pilares implantossuportados de titânio.

Materiais e Métodos: Cinquenta e uma (51) coroas HPPC (Lava Ultimate) foram fabricadas utilizando o sistema CAD/CAM CEREC SW 4.0. Após a instalação dos pilares em implantes cone morse (CM Titamax EX), estes foram restaurados adesivamente com HPPC (jateada com Al_2O_3 e silanizada) usando adesivo (Optibond FL) e resina composta polimerizada pré-aquecida (Filtek Z100). Os pilares foram divididos em três grupos experimentais (n=17): Grupo REG (controle) Ø4. 0x4.0mm - CM Universal Post (pilar original do fabricante); Grupo SLIM Ø2.0x4.0mm - CM Universal Post Modificado (redução do diâmetro); Grupo SLIM/SHORT Ø2.0x2.0mm - CM Universal Post Modificado (redução do diâmetro e de altura). Movimentos cíclicos isométricos mastigatórios (5Hz) foram simulados por meio de carga axial, iniciando com uma carga de 200N, seguindo por cargas de 400N, 600N, 800N, 1000N, 1200N e 1400N (com máximo de 25.000x cada). As amostras foram carregadas até fratura ou a um máximo de 175 mil ciclos. Os três grupos foram comparados através da análise de sobrevivência Kaplan Meier e teste Logrank (valor de significância de $p = 0,05$).

Resultados: A média da carga/ciclos até a falha para os grupos REG, SLIM e SLIM/SHORT foram respectivamente 1,329N/155,924x; 1,071N/119,598x e 1,400N/ 171,409x. As taxas de sobrevivência variam de

47% para REG, 17% para o SLIM, e 82% para SLIM/SHORT com uma diferença significativa na probabilidade de sobrevivência ($p < 0,0001$). A maioria das falhas foram mistas (adesiva e coesiva) e algumas falhas exclusivas adesivas. Não houve nenhuma falha do pilar ou afrouxamento do parafuso.

Conclusão: O grupo SLIM/SHORT apresentou melhores resultados durante os testes, sugerindo que a espessura das coroas de polímeros de alta performance promove um efeito de amortecimento através de uma absorção de forças. Além de facilitar o desenvolvimento morfológico e estético da restauração.

Palavras-chave: Projeto Auxiliado por Computador, Implantação Dentária, Polímeros, Titânio, Fadiga.

CID OLIVEIRA, RM. **Effect of implant abutment design on the fatigue resistance of high performance polymer bonded CAD/CAM crowns.** 2016. 122 P. Thesis (Graduation Program in Dentistry – Area of Concentration Implant Dentistry) – Federal University of Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

CAD/CAM high performance polymers crown (HPPC) represent a new option for implant-supported crowns. Little is known about the influence of the abutment design on the performance of those restorations.

Objectives: The aim of the present study was to assess *in vitro* the fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM HPPC bonded to titanium implant abutments with three different designs.

Materials and methods: Fifty-one (51) HPPC (Lava Ultimate) were fabricated using CAD/CAM CEREC SW 4.0. Following insertion into a Morse taper implants (CM Titamax EX), the abutments (air-abraded, silanated) were adhesively restored with CAD/CAM HPPC (air-abraded, silanated) using adhesive resin (Optibond FL) and preheated light curing composite resin (Filtek Z100). There were 3 experimental groups (n = 17): Group REG (control) Ø4.0x4.0mm – CM Universal Post (original manufacturer's abutment); Group SLIM Ø2.0x4.0mm- Modified CM Universal Post (reduced width); Group SLIM/SHORT Ø2.0x2.0mm - Modified CM Universal Post (reduced height and width). Cyclic isometric chewing movements (5Hz) were simulated by axial loading, starting with 200N, followed by stages of 400N, 600N, 800N, 1,000N, 1,200N and 1,400N, at a maximum of 25,000x each. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 175,000x. The three groups were compared using Kaplan Meier and Logrank test (p = 0.05).

Results: The average load/cycles until failure for REG, SLIM and SLIM/SHORT respectively were 1,329N/155,924X; 1,071N/119,598X and 1,400N/171,409X. Survival rates ranged from 47% for REG, 17% for SLIM, and 82% for SLIM/SHORT with a significant difference in survival probability (p<0.0001). Most failures were mixed cohesive and adhesive and some of them were complete adhesive failure without abutment failure nor screw loosening.

Conclusion: The SLIM/SHORT abutments presented the highest survival rates, Suggesting that the thickness of high performance polymers crowns promotes a more tooth-like damping behavior, resulting in a strong force

absorption despite the rigidity of the fixture. The increased thickness of the crown with SLIM/SHORT abutments will also facilitate the development of esthetic and morphology of the restoration.

Key-words: CAD/CAM, Dental implantation, Dental Implant-Abutment Design, Polymer, Titanium, Fatigue.

CONTEXTUALIZAÇÃO

A imensa gama de situações clínicas reabilitadoras multifacetadas, muitas vezes altamente complexas na área implantológica, tornou limitada a capacidade de pilares pré-fabricados implantossuportados para atender todos estes requisitos. Devido a isto, houve o surgimento de pilares custom/personalizados, especialmente devido a implementação da tecnologia CAD/CAM que gerou uma maior facilidade tanto na confecção destes pilares como em sua fase reabilitadora.

I. PILARES PERSONALIZADOS

O pilar personalizado facilita a orientação axial da coroa com o implante existente, além de adequar-se aos tecidos moles a fim de desenvolver um perfil de emergência ideal a coroa definitiva. Em outra análise, a forma do pilar é um ponto crítico para a integração biológica da estrutura (Wang & Fenton, 1996).

O preparo do pilar é o processo de desgaste seletivo, em quantidades determinadas, dentro de uma sequência de etapas pré-estabelecidas, empregando instrumental com formas e dimensões específicas, com a finalidade de criar espaço para uma restauração individual ou para um retentor de uma prótese parcial fixa (PPF) (Baratieri *et al.*, 2001; Zanetti, Feltrin, Inoue *et al.*, 2001). O limite cervical, sempre que possível, deve ser mantido 2mm acima da margem gengival (supragengival), proporcionando melhor adaptação, melhor visualização, fácil confecção, fácil higienização, porém não é estético (Bottino, Giannini, Miyashita *et al.*, 2000).

Apesar da escassez de evidências científicas sobre a superioridade de um *design* protético em detrimento de outro, o uso de superestruturas cimentadas tem sido recentemente um passo a frente. Estética superior, facilidade de fabricação, contatos oclusais ideais, e diminuição da incidência de afrouxamento do parafuso são algumas razões justificável para a escolha da prótese cimentada (Avivi-Arber & Zarb 1996; Behnke *et al.*, 2000; Chee 1999; Hebel & Gajjar 1997). Todavia, em pacientes com história de periodontite, restaurações cimentadas causam uma maior incidência de doença peri-implantar em comparação com as restaurações

aparafusadas (Frisch *et al.*, 2015; Linkevicius *et al.*, 2013).

Estudos clínicos apontam uma relação direta entre a profundidade subgingival das margens da coroa e a capacidade para remover-se completamente o excesso do cimento. Ao usar a técnica de cimentação, o excesso de cimento pode ficar comprimido entre a superfície de cimentação e os tecidos moles peri-implantares, e desta forma, se tornar um forte-aliado ao desenvolvimento de doenças peri-implanteres e até perda de implante (Callan & Cobb, 2013; Linkevicius *et al.*, 2011; Linkevicius *et al.*, 2013; Shapo & Lahey, 2012; Weber *et al.*, 2006; Wilson, 2009).

Além do *design* do pilar, o material a partir do qual este pilar sobre implante é feito tem um papel fundamental na prevenção da inflamação peri-implantar de forma a evitar a perda óssea. Há muitos anos o titânio vem sendo amplamente utilizado no campo da implantodontia, oferecendo biocompatibilidade, elevada resistência à corrosão, baixa densidade, favorável relação resistência-peso e podendo ser usinado com o desenho de escolha (Lautenschlager & Monaghan, 1993; Wang & Fenton, 1996).

Pilares de titânio têm sido considerados fundamentais para a longevidade das reconstruções implantossuportadas em todas as regiões dos maxilares. Demonstrando em estudos clínicos suas excelentes taxas de sobrevivência (Almeida-Júnior *et al.*, 2010; Lautenschlager & Monaghan, 1993). Para este tipo de pilar raras complicações técnicas foram relatadas. O afrouxamento do parafuso do pilar foi avaliado como a complicação mais frequente, sendo um problema reversível de pequena gravidade (Goodacre *et al.*, 1999; Merz *et al.*, 2000; Schwarz, 2000).

Os pilares de cerâmica podem ser considerados uma alternativa válida para os pilares de metálicos. Comparando ambos os materiais, os metálicos apresentam altas taxas de sobrevida devido às excelentes propriedades físicas dos metais (Lautenschlager & Monaghan, 1993). Os metais são dúcteis, o que aumenta sua tolerância a pequenos defeitos ou trincas. Cerâmicas, em contraste são materiais delicados, devido à sua fragilidade, não suportam às forças de tracção ou defeitos de superfície e fissuras. Insucessos ocorrem quando as forças de tracção excedem os limites determinados pela tenacidade à fratura (Lin *et al.*, 2011; Forberger & Göhring, 2008).

Enquanto estruturas de pilares feitos de polímeros podem também conquistar grande importância no futuro, esta opção ainda vem sendo desenvolvida e se encontra em fase inicial. O foco atual destes pilares está

associado principalmente a restaurações temporárias, por meio de suas propriedades, são capazes de reduzir o estresse oclusal que pode vir a atuar sobre o implante (Carvalho *et al.*, 2014).

Além disso, o tipo de conexão implante-pilar pode ter influência significativa. Em estudos laboratoriais, a conexão cônica interna demonstrou uma resistência e estabilidade significativamente maior do que a conexão hexagonal externa, devido a uma maior resistência à flexão. A ocorrência de fraturas e afrouxamentos de parafuso do pilar também foi menor nas conexões interna. Na presente revisão de ambos os estudos clínicos e laboratoriais, observou-se uma tendência para um desempenho mecânico superior e menor soltura do parafuso nos pilares com conexões internas (Binon, 2000; Goodacre *et al.*, 1999; Khraisat *et al.*, 2002; Levine *et al.*, 1997; Merz *et al.*, 2000; Norton, 1997; Norton, 2000a; Rangert *et al.*, 1995; Schwarz *et al.*, 2000).

Como relatado acima, pilares de titânio, tanto pré-fabricados como personalizados, são considerados o material de primeira escolha para indicações de reabilitações implantosuportadas. No entanto, este metal desenvolve uma camada de óxido que pode comprometer a adesão dos materiais à base de resinas à sua superfície (Schneider *et al.*, 2007; Taira *et al.*, 1998). Este é um problema sério, considerando que a longevidade da prótese cimentada depende de uma adesão forte e durável na interface cimento/metálico (Watanabe *et al.*, 1999), o que por sua vez depende do cimento e das características da superfície de metal (Fawzy & El-Askary, 2009).

II. ADESÃO

Os materiais adesivos inicialmente foram utilizados para restaurações estéticas e também para próteses adesivas com algumas ligas metálicas. As técnicas foram se aperfeiçoando e possibilitando a utilização de agentes cimentantes adesivos para diversos tipos de ligas metálicas em reabilitações protéticas (Jacques, 2003).

A força de adesão entre resinas e metais se dá através do embricamento mecânico entre o cimento e a superfície dos metais, além das interações químicas entre os óxidos presentes na superfície dos metais e os derivados dos ácidos carboxílico ou fosfórico presentes nos cimentos. As cimentações físico-químicas entre ligas de metais nobres e cimentos

resinosos são efetivadas com sucesso quando não há a formação de camada passadora de óxidos nessas ligas (Jacques, 2003).

O protocolo utilizado durante muitos anos foi o de cimentar restaurações metal-cerâmicas com a técnica da cimentação convencional (não adesiva). No entanto, quando os dentes/pilares de apoio têm resistência e/ou forma de retenção limitada, cimentos resinosos adesivos parecem ser a opção mais adequada. Eles apresentam uma melhor combinação de propriedades físicas e químicas quando comparados com fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro (Attar *et al.*, 2003; Piwowarczyk & Lauer, 2003).

A. Cimentos Resinosos & Tratamento de Superfície

Os cimentos resinosos são classificados em: auto-polimerizados (reação química), polimerizados (emissão de luz visível) e dupla ativação (dual - reação química e luz). Os cimentos de ativação dupla é o procedimento químico de solidificação rápida do cimento associados ao processo de polimerização pela emissão de luz visível, sofrendo influências em suas propriedades físicas, no grau de conversão dos monômeros em polímeros, entre outros (Góes, 1998). Nas resinas composta polimerizadas, a conversão é incompleta e não é suficiente para promover adequada polimerização em áreas onde a espessura e a opacidade do material restaurador impede a transmissão da luz (Góes, 1998).

Cimentos resinosos polimerizados são indicados para cimentação de facetas de porcelana ou de resina composta livres de opacidade, sendo possível o cauteloso acabamento, removendo cuidadosamente todos os excessos para então polimerização. Além disto estas resinas apresentam estabilidade de cor muito superior as resinas quimicamente ativadas (Góes, 1998).

Os cimentos resinosos tem a sua composição similar as resinas compostas restauradoras, seu material base é composto pelo sistema monomérico Bis-GMA (Bisfenol A-metacrilato de glicidila) ou UEDMA (uretano dimetacrilato) combinados com monômeros de menor peso molecular como o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato). A diferença está no menor percentual volumétrico de partículas incorporadas a resina aglutinante com o objetivo de adequar a viscosidade do material para a função do cimento resinoso (Góes, 1998), que podem ser classificados como adesivos ou não adesivos (Schneider *et al.*, 2007).

Os cimentos resinosos adesivos (por exemplo Panavia F, Bistite II, C

& B Metabond e Super Bond C&B), além da retenção micromecânica, contêm monómeros funcionais que promovem a ligação química entre o cimento e a superfície do metal (Schneider *et al.*, 2007). Enquanto que os cimentos resinosos não adesivos (por exemplo Enforce, Variolink II e RelyX ARC) aderem à superfície das restaurações metálicas exclusivamente por meio da retenção micromecânica (Ozcan *et al.*, 1998).

De acordo com Almeida-Júnior *et al.* (2010) & Tsuchimoto *et al.* (2006), um material de união estável depende de ambas retenções micromecânicas e de adesão. Os tratamentos de superfície dos metais que podem ser usados são classificados em: 1) promotores de retenção micromecânica; 2) promotores de adesão química e 3) os promotores de retenção micromecânica e adesão química.

Entre os promotores de retenção micromecânica (1), o tratamento de superfície através de partículas abrasivas de óxido de Alumínio (Al_2O_3) é amplamente utilizado (Kern & Thompson, 1993;1994). Este procedimento promove a limpeza e aumento da área de superfície adesiva (Matinlinna & Vallittu, 2007). Além disso, também diminui a tensão superficial e cria uma superfície altamente ativada, favorecendo a capacidade de umedecimento do substrato pelo material aplicado posteriormente (Bertolotti, 2007; Kern & Thompson, 1993;1994).

As partículas de Al_2O_3 apresentam-se em tamanhos diferentes: 50 μm , 120 μm , 250 μm , entre outros. Embora existam estudos (Hansson & Moberg, 1993; Kern & Thompson, 1993; Mukai *et al.*, 1995; Papadopoulos, 1999; Petridis *et al.*, 2004; Sarafianou *et al.*, 2008; Watanabe *et al.*, 1999) que avaliaram a influência dos diferentes tamanhos destas partículas, não só em alterações morfológicas e de composição na superfície do metal, mas também na adesão dos cimentos resinosos ao metal, não existe um consenso entre eles. Alguns estudos têm mostrado partículas menores com resultados superiores a maiores (Mukai *et al.*, 1995; Petridis *et al.*, 2004; Sarafianou *et al.*, 2008; Watanabe *et al.*, 1999), enquanto outros têm demonstrado o oposto (Papadopoulos, 1999; Watanabe *et al.*, 1999). Outros tratamentos de superfície, tais como rugosidade com uma broca de diamante (Cobb *et al.*, 2000) e ataque ácido (Fawzy & El-Askary, 2009; Tsuchimoto *et al.*, 2006) também se enquadram nesta categoria.

A adesão química (2) do metal pode ser alcançada com primers ou silanos. Os Primers possuem monómeros ativos, tais como MDP, MEPS, 4-

meta e outros que reagem quimicamente com os óxidos presentes na superfície do metal (Tsuchimoto *et al.*, 2006; Yoshida *et al.*, 1993). Já os silanos, devido as suas características bifuncionais, estabelece uma ligação química entre a matriz de resina e a superfície metálica (Matinlinna & Vallittu, 2007; Matinlinna *et al.*, 2007).

E ainda, uma terceira categoria de tratamento de superfície que promove ambos, retenção micromecânica e adesão química (3). Pode-se citar um método conhecido para atingir ambos os mecanismos de adesão, que é a deposição química de sílica. Este método utiliza partículas de Al_2O_3 modificada por sílica para abrasão, em conjunto com a silanização (Bertolotti, 2007). Partículas menores de Cojet Sand (Al_2O_3) são aplicadas através de um dispositivo auxiliar de jateamento para abrasão. Esta técnica inicialmente desenvolvida para seu uso em laboratórios, expandiu sem contra-indicações sua utilização nos consultórios dentários (Almeida-Júnior *et al.*, 2010).

De acordo com Kern & Thompson (1994), este sistema especial de jateamento aumenta o teor de sílica na superfície do metal no intervalo de 17,9 a 19,5% em peso, favorecendo assim, a ligação dos materiais de base resinosa para este substrato por meio do acoplamento dos agentes de silano.

Em ambos os mecanismos de adesão (retenção micromecânica e de adesão química), não se observa diferença significativa entre grupos tratados com Cojet e aqueles tratados com partículas de Al_2O_3 (50 μm , 120 μm e 250 μm). Embora as partículas de Cojet sejam menores (30 μm), a adesão mais forte da bSi-O-Sib (estabelecida entre a sílica depositada na superfície Ti CP por partículas jateadas de Cojet e silano aplicado depois) em comparação com =Al-O-Sib (estabelecida entre alumina depositada e na superfície Ti CP por jateamento com partículas de Al_2O_3 e silano) parece compensar a diferença no tamanho das partículas do Cojet (Matinlinna & Vallittu, 2007).

Apesar dos adesivos não serem mencionados na literatura como pertencendo a uma das três categorias existentes, devido à sua viscosidade mais baixa em comparação com a viscosidade dos cimentos resinosos, estes poderiam proporcionar um maior contato entre o cimento e o substrato, favorecendo assim, a retenção micromecânica (Almeida-Júnior *et al.*, 2010).

B. Agente de Acoplamento

A composição química das partículas (modificado ou não por sílica) será o fator decisivo na força de adesão, quando comparado ao tamanho de partícula, ao utilizar-se o silano como agente de acoplamento. A superioridade do uso do silano, em comparação com não tratamento pós-jateamento e adesividade, é justificado pela adesão química que esse material promove, uma vez que é um mecanismo de adesão adicional, já que o jateamento de partículas já promove uma retenção micromecânica (Almeida-Júnior *et al.*, 2010).

Devido as suas características bifuncionais, o silano irá estabelecer uma adesão química entre a matriz de resina e a superfície do metal. O grupo orgânico não-hidrolisável contém ligação dupla carbono-carbono que podem polimerizar com os monômeros de materiais à base de resina. Os grupos hidrolisáveis reagem com uma superfície inorgânica rica em hidroxilo (-OH), tais como superfícies de metal revestido de sílica (SiO₂) (Almeida-Júnior *et al.*, 2010; Matinlinna & Vallittu, 2007; Matinlinna *et al.*, 2007).

A superioridade da adesividade sobre a ausência de tratamento pós-jateamento pode ser explicado pelo fato de que este material favorece a molhabilidade do cimento resinoso sobre a superfície do metal, do que quando o cimento é aplicada diretamente sobre a superfície tratada (Almeida-Júnior *et al.*, 2010).

III. TECNOLOGIA CAD/CAM

Os sistemas CAD/CAM permitem uma pré-visualização de todo o projeto e posição final da restauração, de tal modo que a forma virtual do corpo de apoio pode ser concebida de forma proativa. Uma maneira útil é digitalizar as estruturas periimplantares (tecido mole) em uma base separada, permitindo que as estruturas sejam mostradas alternadamente e o tecido mole removido na fase de projeto reabilitador (Chen *et al.*, 2014).

A confecção de restaurações com a utilização desses sistemas podem ser benéficas pois melhoram a precisão e adaptação da peça protética ao dente, eliminando as etapas laboratoriais e possibilitando a confecção da prótese em uma única sessão clínica (Lin *et al.*, 2013). Entre os sistemas CAD/CAM, o CEREC possibilita a utilização de blocos cerâmicos e de compósitos (Lin *et al.*, 2009).

Por sua vez, a busca por materiais biocompatíveis com

propriedades físico-mecânicas similares aos tecidos dentais tem introduzido uma nova geração de blocos de sistemas CAD/CAM (Lin *et al.*, 2010; 2011; 2013).

A. Blocos CAD/CAM

As cerâmicas de dissilicato de lítio têm sido propostas para aumentar a resistência mecânica de restaurações CAD/CAM. No entanto, a alta resistência à fratura desse tipo de material pode gerar cargas destrutivas ao dente e conseqüentemente falhas irreparáveis destas restaurações (Forberger & Göhring, 2008). Todavia, devido a maior capacidade de absorção de forças, blocos de resina composta CAD/CAM tem sido atualmente sugeridos como alternativa às cerâmicas, principalmente em casos de dentes antagonistas hígidos (Rocca & Krejci, 2013).

O bloco 3M Paradigm MZ100 (última versão antes do LAVA Ultimate) é uma resina composta preparável associada a compostos nanocristalinos de zircônia numa matriz amorfa de sílica (Fasbinder *et al.*, 2005). Sua carga inorgânica é de 85% em peso, com um tamanho médio das partículas de 0,6 micrômetros e radiopaca. Diferentes propriedades mecânicas inerentes deste material estético são usadas para a fabricação de coroas, como rigidez e resistência à flexão, também podem ter influência nas cargas de fratura. Seu módulo de elasticidade é de aproximadamente 15 a 20 GPa, ao passo que a resistência à flexão pode variar 150-160 MPa (Chen *et al.*, 2014).

O aperfeiçoamento deste bloco fez nascer o LAVA Ultimate (3M/ESPE), que é composto de cerca de 80% em peso de resina nanocerâmica quimicamente ligada a uma matriz resinosa. Apresenta propriedades “híbridas” de um compósito e de uma cerâmica, é um material altamente estético de alta resistência à fratura e ao desgaste. As partículas de cerâmica são composta por três diferentes materiais de preenchimento de cargas inorgânicas, as quais são uma combinação de sílica e zircônia, que reforçam uma matriz polimérica orgânica altamente reticulada. (Chen *et al.*, 2014).

LAVA Ultimate (3M/ESPE), não é um material friável como as cerâmicas vítreas, porém possui excelente retenção de polimento, possibilitando uma estética duradoura. Polimerizado em altas temperaturas (não necessitando de sinterização após fresagem), possui alta tenacidade à fratura, alta resistência à flexão (200 MPa) e alta resiliência. Este material

possui um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o que permite que o material absorva de forma mais eficiente as forças mastigatórias e, conseqüentemente, reduza o estresse à restauração. Isso o torna especialmente indicado para próteses sobre implantes: o dente natural tem o ligamento periodontal para absorver os impactos e proporcionar a sensibilidade à pressão, o que não acontece nos implantes, resultando no aumento de casos de fratura em coroas (Carvalho *et al.*, 2014; Chen *et al.*, 2014).

Enquanto as cerâmicas são materiais frágeis, o Lava Ultimate é viscoelástico. Em condições de carregamento, as tensões são dissipadas de forma diferente entre esses materiais, sua maior tenacidade à fratura faz com que apresente maior dificuldade de propagação de trincas, havendo maior dissipação interna das forças (Carvalho *et al.*, 2014; Chen *et al.*, 2014).

IV. CARREGAMENTOS MECÂNICOS & FORÇAS MASTIGATÓRIAS OCLUSAIS

A. Testes de Fadiga

A fadiga é o dano estrutural progressivo (desgaste) que ocorre quando um material é submetido a cargas cíclicas (repetidas). Desta forma, a amostra irá sendo desgastada ao longo dos ciclos, limitando a sua longevidade (Stephens & Fuchs, 2001). O teste de fadiga através da ciclagem mecânica simula o envelhecimento resultante do processo mastigatório. A fadiga mecânica após 1 milhão de ciclos corresponderia a cerca de 4 anos de mastigação (DeLong & Douglas, 1983).

A falha por fadiga ocorre devido a nucleação e propagação de defeitos em materiais devido a ciclos alternados de tensão/deformação. Inicialmente as tensões de cisalhamento provocam um escoamento localizado gerando intrusões e extrusões na superfície; isto aumenta a concentração de tensões dando origem a uma descontinuidade inicial. À medida que esta descontinuidade vai ficando mais "aguda" a mesma pode começar a propagar uma "trinca de fadiga" cujo tamanho aumentará progressivamente até a fratura do component (Coray *et al.*, 2016).

A urgência de pesquisadores em escolher métodos que acelerem seus estágios de pesquisa de desenvolvimento, dada devido ao 'Time-to-Market' do mercado comercial atual, estimulou uma abordagem que reduza o tempo

de execução com ensaios de fadigas acelerados, ao em vez de testar cada amostra a uma falha em diferentes níveis de estresse (Coelho *et al.*, 2009).

O desempenho de materiais em fadiga normalmente é caracterizado pela "curva S-N", também conhecida como "curva de Wöhler", que é um gráfico de magnitude de tensão (S) por número de ciclos (N) em escala logarítmica. A intenção é reduzir o tempo que leva para produzir uma curva SN tradicional. O processo de teste tradicional de criação de uma curva SN leva mais tempo e consome mais amostras de teste (Coelho *et al.*, 2009; Silva *et al.*, 2009).

O método fadiga acelerada (SSALT) é testado imerso em água utilizando o teste de sobrevivência. O teste é realizado até a falha (flexão ou fratura do parafuso de fixação e/ou flexão ou fratura parcial ou total da restauração) ou sobrevivência (sem falha) (Coelho *et al.*, 2009; Silva *et al.*, 2009; Stephens & Fuchs, 2001).

Para alguns materiais, como por exemplo o titânio, existe um valor teórico para a amplitude de tensão abaixo qual o material não vai falhar por qualquer número de ciclos, chamado de limite de fadiga, limite de resistência ou resistência à fadiga (Bathias, 1999; Stephens & Fuchs, 2001).

B. Forças Oclusais

Em condições fisiológicas, a força mastigatória em humanos varia individualmente entre 10 e 120N (Schindler *et al.*, 1998), porém podendo chegar a uma força máxima mastigatória posterior entre 600 a 950N em condições habituais. Portanto, todos os materiais testados, sob o ponto de vista dessa variável, atingiram valores de resistência necessários para enfrentarem as condições encontradas em um ambiente oral habitual (Magne *et al.*, 2014).

No entanto, deve notar-se que a força máxima oclusal tolerada varia muito de acordo com a posição do implante no arco, hábitos funcional e/ou parafuncionais (bruxismo), bem como tipo de dentes antagonistas (Tawil; Aboujaoude; Younan, 2006).

Alguns autores sugeriram que a influência da sobrecarga oclusal originado a partir de hábitos parafuncionais, tais como o bruxismo, sobre implantes dentários e seus componentes fornece um maior risco de complicações biológicas e biomecânicas, em comparação com as atividades fisiológicas mastigatórias. Em um experimento de elemento finito demonstrou-se que a carga parafuncional, especialmente sob direção oblíqua induz um aumento de aproximadamente 33% de von Mises e 60% da tensão

máxima (Van den Bogaerde *et al.*, 2003; Torcato *et al.*, 2014).

Os dentes naturais estão ligados ao ligamento periodontal, enquanto implantes osseointegrados são conectados diretamente ao osso. O ligamento periodontal funciona como um amortecedor elástico, o que oferece uma sensibilidade tátil (Çiftçi & Canay, 2000; Hämmerle *et al.*, 1995; Kok *et al.*, 2015; Magne *et al.*, 2013).

Materiais dentários poliméricos aumentam a deformação e a recuperação, em adição aos seus efeitos plástico e viscoelásticos (Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2001). Estas características melhoraram os aspectos funcionais das restaurações, especialmente sob condições de elevada tensão de oclusão, tais como aquelas associadas com restaurações implantossuportadas (Çiftçi & Canay, 2000).

Portanto, este estudo teve como objetivo avaliar a resistência à fadiga e modo de falha de coroas HPPC CAD/CAM ligadas adesivamente a três diferentes *design* de pilares implantossuportados de titânio em pré-molares.

OBJETIVO

Objetivo Geral

Avaliar *in vitro* a resistência à fadiga e o modo de falha de coroas CAD/CAM de polímeros de alta performance (HPPC) cimentadas adesivamente a três diferentes *design* de pilares implantossuportados de titânio em pré-molares.

Objetivos Específicos

1. Avaliar a influência das dimensões dos pilares e coroas HPPC CAD/CAM implantossuportadas utilizando a cimentação adesiva.
2. Analisar o modo de fratura das restaurações.
3. Analisar (a curva) de sobrevivência das restaurações utilizando os diferentes pilares.

HIPÓTESE

A hipótese nula considerada foi de que a interface adesiva pilar/restauração falhará antes do próprio pilar e que a personalização do pilar de metal em conjunto com as diferentes espessuras do material restaurador (HPPC) não terá uma influência sobre a resistência e distribuição das tensões no interior da coroa.

VERSÃO PORTUGUÊS

Efeito do design de pilares personalizados implantossuportados na resistência à fadiga de coroas cad/cam de polímeros de alta performance

Rafaella Cid
Reyes Enciso
Antônio Carlos Cardoso
Pascal Magne

Instituição dos Autores:

Rafaella Cid, Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC, Florianópolis, SC, Brasil

Reyes Enciso, Departamento de Saúde Pública e Odontopediatria, Herman Ostrow Faculdade de Odontologia, Universidade do Sul da Califórnia, Los Angeles, CA, Estados Unidos.

Antônio Carlos Cardoso, Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC, Florianópolis, SC, Brasil

Pascal Magne, The Don & Sybil Harrington, Departamento de Ciência Restauradora Estética, Herman Ostrow Faculdade de Odontologia, Universidade do Sul da Califórnia, Los Angeles, CA, Estados Unidos.

Autor Correspondente:

Dr Pascal Magne

Departamento de Ciência Restauradora Estética
Herman Ostrow Faculdade de Odontologia
Universidade do Sul da Califórnia
925 W. 34th Street, DEN 4382
CA 90089
Estados Unidos
Tel.: (213) 740-4239
Fax: (213) 821-5324 e-mail: magne@usc.edu

IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Coroas de polímero de alta performance (HPPC) ligadas a pilares implantossuportados têm demonstrado uma resposta dinâmica semelhante ao carregamento quando comparadas a dentes naturais com ligamento periodontal (PL). O pilar sólido de titânio pode ser reduzido em altura e diâmetro, consequentemente, aumentando a espessura da HPPC facilitando assim a construção e desenvolvimento da estética da restauração e da sua morfologia, bem como aumentando a dissipação de forças mastigatórias.

RESUMO

Objetivos: Este estudo teve por objetivo avaliar *in vitro*, a resistência à fadiga e o modo de falha de coroas HPPC CAD/CAM cimentadas adesivamente sobre três diferentes *designs* de pilares implantossuportados de titânio.

Materiais e Métodos: Cinquenta e uma (51) HPPC (Lava Ultimate) foram fabricadas utilizando o sistema CAD/CAM CEREC SW 4.0. Após a instalação dos pilares em implantes cone morse (CM Titamax EX), estes foram restaurados adesivamente com HPPC (jateada com Al_2O_3 e silanizada) usando adesivo (Optibond FL) e resina composta polimerizada pré-aquecida (Filtek Z100). Os pilares foram divididos em três grupos experimentais (n=17): Grupo REG (controle) Ø4.0x4.0mm - CM Universal Post (pilar original do fabricante); Grupo SLIM Ø2.0x4.0mm - CM Universal Post Modificado (redução do diâmetro); Grupo SLIM/SHORT Ø2.0x2.0mm - CM Universal Post Modificado (redução do diâmetro e de altura). Movimentos cíclicos isométricos mastigatórios (5Hz) foram simulados por meio de carga axial, iniciando com uma carga de 200N, seguindo por cargas de 400N, 600N, 800N, 1000N, 1200N e 1400N (com máximo de 25.000x cada). As amostras foram carregadas até a fratura ou a um máximo de 175 mil ciclos. Os três grupos foram comparados pela análise de sobrevivência Kaplan Meier e teste Logrank (intervalo de significância de $P = 0,05$).

Resultados: A média da carga/ciclos até a falha para os grupos REG, SLIM e SLIM/SHORT foram respectivamente 1,329N/155,924x; 1,071N/119,598x e 1,400N/ 171,409x. As taxas de sobrevivência variam de 47% para REG, 17% para o SLIM, e 82% para SLIM/SHORT com uma diferença significativa na probabilidade de sobrevivência ($P < 0,0001$). A maioria das falhas foram mistas (adesiva e coesiva) e algumas falhas exclusivas adesivas. Não houve nenhuma falha do pilar ou afrouxamento do parafuso.

Conclusão: O grupo SLIM/SHORT apresentou melhores resultados durante os testes, sugerindo que a espessura das coroas de polímeros de alta performance promove um efeito de amortecimento através de uma absorção de forças. Além de facilitar o desenvolvimento morfológico e estético da restauração.

Palavras-chave: Projeto Auxiliado por Computador, Implantação Dentária, Polímeros, Titânio, Fadiga.

INTRODUÇÃO

Uma variedade de opções de tratamentos estão disponíveis para restaurar um dente ausente. No entanto, a maioria dos trabalhos têm estudado os aspectos estéticos em restaurações unitárias anteriores, ao passo que há poucos relatos focados sobre o lado funcional de uma reabilitação posterior (Becker *et al.*, 1995; Levin *et al.*, 2006). A reabilitação de um implante unitário posterior, corretamente posicionado, pode ser realizada pela combinação de um pilar pré-fabricado e uma coroa aparafusada (Andersson *et al.*, 1992; Behr *et al.*, 2001; Boff *et al.*, 2014; Haas *et al.*, 2002; Oderich *et al.*, 2012). No caso de espaço interdental/interoclusal limitado e implantes angulados, sugere-se a utilização de um pilar personalizado com uma coroa cimentada (Belser *et al.*, 1996; Boff *et al.*, 2014; Haas *et al.*, 2002; Magne *et al.*, 2010; Oderich *et al.*, 2012; Zarone *et al.*, 2007).

Restaurações posteriores sobre implantes requerem materiais resistentes para suportar a função mastigatória. Os pilares de titânio e coroas metalocerâmicas são tradicionalmente utilizados devido às suas excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade (Andersson *et al.*, 1992; Buser *et al.*, 1997; Hass *et al.*, 1995; Searson & Meredith, 1997). Apesar das coroas metalocerâmicas estarem estabelecidas no mercado, com

resultados clínicos bem sucedidos, sua falta da translucidez tem incentivado pesquisas sobre restaurações livres de metal (Donavon *et al.*, 2004).

O avanço dos materiais cerâmicos e das resinas compostas têm favorecido as propriedades de ambos os materiais (Strub & Beschnidt, 1998; Tinschert *et al.*, 2001). As restaurações cerâmicas possuem diversas vantagens como: biocompatibilidade, estética, resistência ao desgaste e estabilidade de cor. No entanto, possuem inconvenientes de serem frágeis, caras e provocam grande desgaste abrasivo na dentição antagonista (Boff *et al.*, 2014; Magne *et al.*, 2010; Oderich *et al.*, 2012). Um substituto para coroas de cerâmica livres de metal é encontrado em coroas de resina composta indireta (Kunzelmann *et al.*, 2001; Sakoguchi *et al.*, 2013).

Ao contrário das coroas de cerâmica, coroas de resinas compostas são relativamente baratas, fáceis de fabricar, e possui baixo desgaste/dano sobre a dentição antagonista (Boff *et al.*, 2014; Magne *et al.*, 2010; Oderich *et al.*, 2012). E assim como as cerâmicas são superiores em estética, propriedades mecânicas e resistência ao desgaste da restauração (Attia *et al.*, 2006; Ghazal *et al.*, 2008; Sakoguchi *et al.*, 2013). A tenacidade à fratura das coroas de resina composta indireta foi relatado como semelhante ao das restaurações metalocerâmicas. Quando submetida a testes de fadiga, coroas de compósitos livres de metal resistiram a cargas cíclicas compressivas sem fraturas, bem como microfissuras (Andriani *et al.*, 2010; Kassem *et al.*, 2012; Sakoguchi *et al.*, 2013).

Recentemente, novos blocos de resina composta nanoparticulados (Lava Ultimate, 3M/ESPE; St. Paul, MN, USA) foram introduzidos nos sistemas CAD/CAM como uma segunda geração dos blocos Paradigm MZ100, que foi introduzido em 2001 também pela 3M/ESPE, como um substituto dos blocos cerâmicos (Andriani *et al.*, 2010; Kunzelmann *et al.*, 2001). Os blocos originais Paradigma MZ100 produzidos a partir do material restaurador Filtek Z100 (3M/ESPE), material composto de resina restauradora microhíbrida, que contém partículas de carga esferoidais de zircônia-sílica patenteadas (85% em peso), que parecem fornecer a restauração um comportamento extraordinário sob carregamento dinâmico (Magne & Knezevic, 2009a, 2009b, 2009c; Magne *et al.*, 2010, 2011a, 2011b), mantendo um baixo módulo de elasticidade (de 15GPa a 20GPa). Esta combinação única de resistência e resiliência para compensar a ausência do ligamento periodontal foi incorporada ao novo *design* do conjunto pilar/restauração implantossuportada em uma tentativa de imitar o

comportamento do dentes naturais (princípio biomimético) (Magne *et al.*, 2011b).

Em estudos anteriores onde utilizou-se este novo conceito de *design* de pilares personalizados de zircônia na região anterior (Magne *et al.*, 2011a), e na região de pré-molares, resultou em 100% de sobrevivência do pilar e restauração (Oderich *et al.*, 2012). Em seguida, foi proposto a fabricação de um pilar híbrido anterior de resina composta (Paradigm MZ100) adesivamente associado a uma base de titânio e a facetas não retentivas (Magne *et al.*, 2011b). Concluiu-se que facetas de porcelana ligadas a pilares híbridos apresentaram uma maior taxa de sobrevivência em comparação com as facetas de resinas. O princípio biomimético explica os resultados pela analogia entre a dentina com a resina composta e o esmalte com a cerâmica (Magne *et al.*, 2008, 2011a). As taxas de sobrevivência demonstraram que os pilares híbridos (metal/resina composta) não diferem dos de zircônia (Oderich *et al.*, 2012; Boff *et al.*, 2014).

O uso de uma base de metal (pilar sobre implante) para conectar uma mesoestrutura de resina composta (pilar híbrido-Paradigm MZ100) as peças reabilitadoras (onlays/coroas) na região de pré-molares, irá resultar em restaurações de resina composta (onlays/coroas-Paradigm MZ100) ligadas adesivamente a pilares híbridos (metal-resina composta) e que apresentarão uma taxa de sobrevivência maior quando comparadas as restaurações de cerâmica (onlays/coroas-Paradigm C) (Boff *et al.*, 2014). Porém, comparando pilares híbridos (metal-resina composta) com pilares de zircônia na região de pré-molares, os pilares cerâmicos obtiveram uma taxa de sobrevivência maior do que os pilares híbridos (Oderich *et al.*, 2012; Boff *et al.*, 2014). Isto pode ser explicado pela falta da personalização do *design* do pilar de metal. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar *in vitro* a resistência à fadiga e modo de falha de HPPC CAD/CAM ligadas a três diferentes *designs* de pilares implantossuportados de titânio.

A hipótese nula considerada foi de que a interface adesiva pilar/restauração falhará antes do próprio pilar e que a personalização do pilar de metal em conjunto com as diferentes espessuras do material restaurador (HPPC) não terá uma influência sobre a resistência e distribuição das tensões no interior da reabilitação.

MATERIAL E MÉTODOS

Cinquenta e um (51) implantes do tipo cone morse (CM Titamax

EX – 4.1 milímetros - diâmetro, 11 milímetros – Comprimento; Neodent, Curitiba, PR, Brazil) foram incluídos em resina acrílica (Palapress; Heraeus Kulzer, Armonk, NY, USA) simulando o osso e dividido em 3 grupos (n=17).

DESIGN CAD/CAM DE PILARES E RESTAURAÇÕES

Os implantes foram divididos de acordo com o *design* personalizado do pilar, cada grupo com 17 amostras. No grupo REG, o pilar original do fabricante foi usado (controle, 4.0 mm-diâmetro, 4.0 mm-altura - CM Universal Post; Neodent); no Grupo SLIM, o pilar original foi submetido a uma redução axial circunferencial de 1 mm; no Grupo SLIM/SHORT, o pilar original foi submetido a uma redução axial circunferencial de 1 mm e uma redução oclusal de 2 mm (Figura 1). As plataformas de diâmetro padrão de 4.5 mm dos pilares mantiveram-se intactas. Os preparos dos pilares foram realizados manualmente, randomizado e por um único operador (calibrado durante os testes pilotos) utilizando brocas tronco cônicas. Ângulos vivos foram arredondados com um disco de polimento (Sof-lex 1982c/1982M; 3M/ESPE, Seefeld, Germany) e toda redução circunferencial axial foi confirmada com um paquímetro digital (General Tools & Instruments LLC; NY, USA). Cada pilar foi fixado a um implante cone morse (CM) utilizando um torque de 30N/cm. Após 3 min, os parafuso de fixação foram reapertados para evitar a perda de pré-carga (Assunção *et al.*, 2012; Cid *et al.*, 2015).

Todos os implantes com seus respectivos pilares foram restaurados com coroas HPPC de formatos idênticos (Lava Ultimate; 3M/ESPE) desenhadas e usinadas utilizando o sistema CEREC (SW 4.0, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) definido no modo de Correlação. O perfil de emergência natural de um primeiro pré-molar superior foi seguido com uma distância entre a plataforma do pilar e as pontas de cúspide de 8.2mm (altura clínica da coroa). Todas as restaurações foram usinadas com o sprue localizado na superfície palatina.



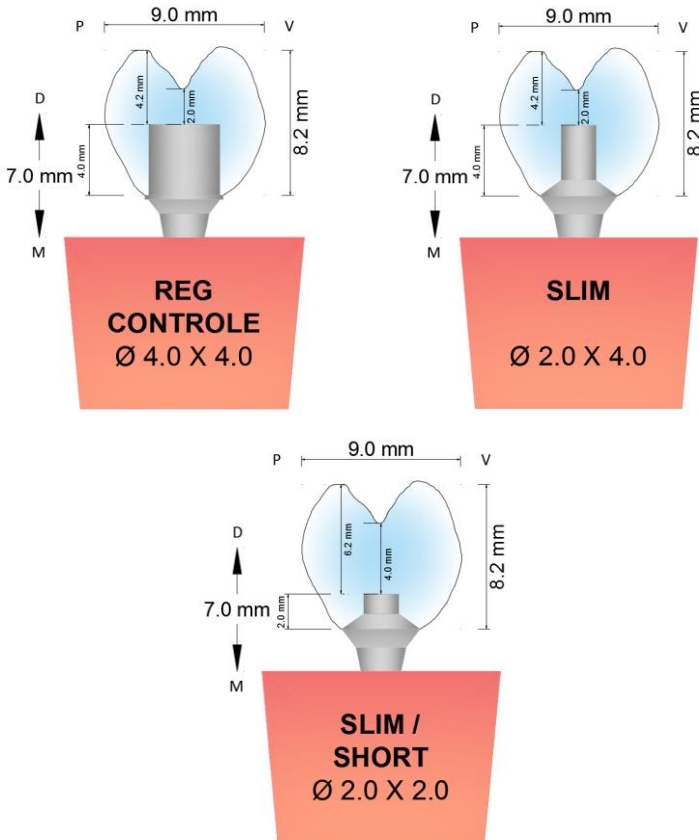


Fig.1 – A) *Design* dos pilares. B) Dimensões das coroas.

CIMENTAÇÃO ADESIVA DA RESTAURAÇÃO

Os pilares de titânio e as coroas HPPC foram submetidos ao mesmo tratamento de superfície: jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) modificado por sílica $27\mu m$ a $0.2MPa$ (Cojet; 3M/ESPE) por 10 segundos a uma distância de 10 mm, aplicação do silano (Silano, Ultradent, South Jordan, UT, USA) por 20 segundos e secagem a $212F$ por 1 minuto. As duas partes foram cimentadas em conjunto, utilizando o adesivo

(Optibond FL - Frasco 2; Kerr, Orange, CA, USA) e resina composta restauradora (Filtek Z100; 3M/ESPE) pré-aquecida durante 5 min (Calset; Addent, Danbury, CT, USA). Após a remoção dos excessos de resina composta, todas as superfícies foram fotopolimerizadas durante 60 segundos a 1.000 MW/cm² (Valo; Ultradent). A ponta de luz foi posicionada em um ângulo de 90 ° em relação à superfície da amostra com a ajuda do anel de alinhamento do guia de luz. Isto assegurou que a luz não fosse desviada e chegasse a toda a superfície do compósito com a mesma intensidade. Todas as margens da cimentação foram cobertas com uma barreira de oxigênio (KY Jelly; Personal Products Company, Skillman, NJ, USA) e polimerizada durante 10s adicionais por superfície. O excesso de adesivo foi removido com instrumentos manuais (sonda e lâmina de bisturi) e as amostras foram armazenadas em água destilada durante 24 horas antes do teste.

TESTE DE FADIGA

Um sistema de teste eletrodinâmico (MTS Acumen™ Test Systems, Eden Prairie, MN, USA) foi utilizado para simulação de forças mastigatórias. O ciclo mastigatório foi reproduzido através de contrações isométricas (controle de carga), aplicada através de um antagonista cilíndrico de resina composta de 7 milímetros de diâmetro (Filtek Z100; 3M/ESPE), centralizado no sulco central de cada coroa, garantindo dois pontos de contatos. Utilizando um antagonista por amostra. A câmara de carga foi preenchida com água destilada para submergir a amostra durante o ensaio. Cargas cíclicas foram aplicadas em uma frequência de 5 Hz iniciando a 200N, e a cada 25.000 ciclos, havia um aumento de 200N até atingir um máximo de 1,400N (fadiga acelerada progressiva). As amostras foram carregadas até fratura ou a um máximo de 175 mil ciclos (Figura 2).



Fig. 2 – a) Sistema de teste utilizado para o carregamento das amostras; b) Câmara de carga preenchida com água destilada, com cargas isométricas aplicadas através de um antagonista cilíndrico de resina composta centralizado no sulco central (dois pontos de contatos).

O número de ciclos que cada amostra suportou e seu modo de falha foi computado. Após os testes, cada amostra foi avaliada por transiluminação (Microlux; Addent, Danbury, CT, USA) e microscópio óptico (Leica MZ 125; Mycrosystems Leica, Wetzlar, Germany) a 10:1 de magnificação. As fotografias digitais foram realizadas para auxiliar na classificação do modo de falha e comparação entre os grupos (Figura 3). Foi feita uma distinção visual entre fraturas coesivas da restauração, falha coesiva e adesiva da restauração/interface pilar, bem como falhas completas da restauração.

A resistência à fadiga dos três grupos foram comparadas usando a curva de sobrevivência (carga até a falha) e as análises de Kaplan Meier (número de ciclos até a falha). Em cada intervalo de tempo (definida por cada passo de carregamento), o número de amostras que permanecerem intactas e o número de fraturas a cada intervalo foram contadas, o que permitiu o cálculo da probabilidade de sobrevivência em cada intervalo. O intervalo de significância determinado foi de $p= 0,05$.



Fig. 3 - Tipos de falhas: a) Falha Coesiva; b) Coesiva e Adesiva (mista); c) Falha Complete Adesiva.

RESULTADOS

A resistência a fadiga e a taxa de sobrevivência da personalização dos três *design* de pilares implantossuportados cimentados adesivamente a coroas HPPC estão descritos nas Tabelas 1 a 3; Figuras 4 e 5. A média das cargas/ciclos até a falha para REG, SLIM e SLIM/SHORT foram respectivamente, 1.329N/155.924X; 1.071N/119.598X e 1.400N/171.409X. As taxas de sobrevivência variaram de 47% para REG, 17% para o SLIM, e 82% para SLIM/SHORT com uma diferença significativa na probabilidade de sobrevivência de $p < 0,0001$ (Kaplan Meier). Comparações de pares com teste de Logrank mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos SLIM e SLIM/SHORT ($p < 0,001$), REG e SLIM ($p = 0,0132$) e REG e SLIM/SHORT ($p = 0,0253$) [Tabela 3].

A maioria das falhas foram mistas (coesiva e adesiva), e algumas eram falhas adesivas completas sem falha do pilar nem afrouxamento do parafuso. Falhas coesivas, mistas e falhas completas foram respectivamente: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (Nenhuma falha, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%) [Figura 5].

Os resultados para REG estão de acordo com os dados publicados anteriormente usando o material restaurador Paradigm MZ100 com o pilar original, onde a carga média foi de 1.320N e as taxas de sobrevivência de 60% (Os dados recolhidos de BOFF *et al.*, 2014).

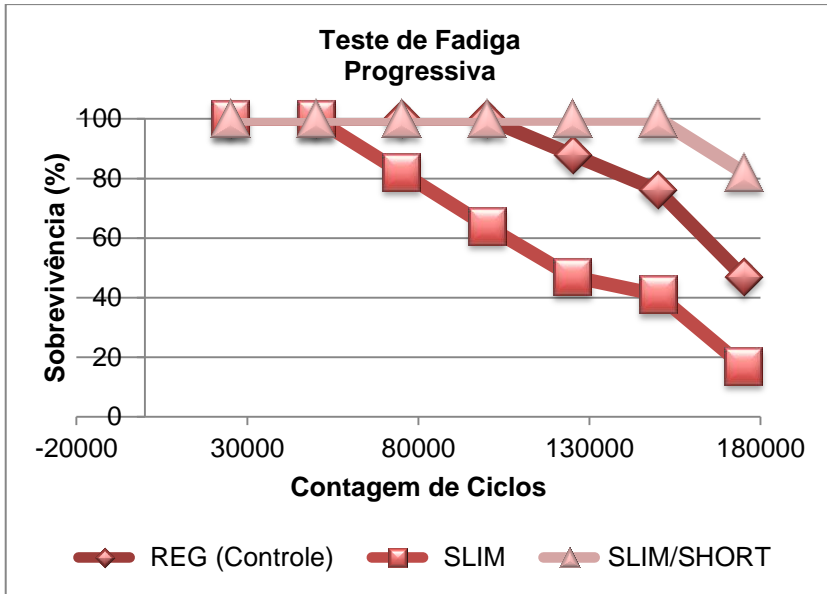


Fig 4 – Função cumulativa de sobrevivência com o número de ciclos até a falha (Kaplan Meier).

Tabela 1. Cargas/Ciclos até a falha e modo de falha de cada amostra

<i>Design do Pilar</i>	Amostras	Cargas (N)	Ciclos (x)	Modo de Falha
REG (controle)	R_1	1.400	175.000	Sem Falha
	R_2	1.400	151.934	Coesiva+Adesiva
	R_3	1.400	153.209	Falha Completa
	R_4	1.400	175.000	Sem Falha
	R_5	1.200	129.137	Coesiva+Adesiva
	R_6	1.400	175.000	Sem Falha
	R_7	1.400	175.000	Sem Falha
	R_8	1.000	104.561	Coesiva+Adesiva
	R_9	1.400	175.000	Sem Falha
	R_10	1.400	175.000	Sem Falha
	R_11	1.000	101,167	Coesiva+Adesiva
	R_12	1.400	151.906	Falha Completa
	R_13	1.400	175,000	Sem Falha
	R_14	1.400	155.621	Falha Completa
	R_15	1.400	175.000	Sem Falha
	R_16	1.200	128.178	Coesiva+Adesiva
	R_17	1.400	175.000	Sem Falha
	Média	1.329	155.924	
SLIM	S_1	1.400	175.000	Sem Falha
	S_2	1.400	151.349	Falha Completa
	S_3	1.000	105.180	Coesiva+Adesiva
	S_4	1.400	175.000	Sem Falha
	S_5	1.400	175.000	Sem Falha
	S_6	800	78.485	Coesiva+Adesiva
	S_7	1.400	153.704	Falha Completa
	S_8	1.000	125.647	Coesiva+Adesiva
	S_9	1.400	152.912	Coesiva+Adesiva
	S_10	800	77.041	Coesiva+Adesiva
	S_11	1.000	100.950	Coesiva+Adesiva
	S_12	600	52.804	Coesiva+Adesiva
	S_13	1.200	132.433	Coesiva+Adesiva
	S_14	1.400	147.891	Falha Completa
	S_15	800	88.499	Falha Completa
	S_16	600	74.922	Coesiva+Adesiva
	S_17	600	66.365	Falha Completa
	Média	1.071	119.598	

SLIM/SHORT	SS_1	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_2	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_3	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_4	1.400	150.539	Falha Coesiva
	SS_5	1.400	159.855	Coesiva+Adesiva
	SS_6	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_7	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_8	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_9	1.400	153.572	Falha Completa
	SS_10	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_11	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_12	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_13	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_14	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_15	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_16	1.400	175.000	Sem Falha
	SS_17	1.400	175.000	Sem Falha
	Média	1.400	171.409	

Tabela 2. Taxa de sobrevivência para cada grupo experimental (%)

REG (controle)	47
SLIM	17
SLIM/SHORT	82

Tabela 3. Comparação Post-hoc utilizando o teste de Logrank ($p < .05$, indica diferença estatística)			
	REG (Controle)	SLIM	SLIM/SHORT
REG (Controle)	X	0.0132	0.0253
SLIM		X	<0.001
SLIM/SHORT			X

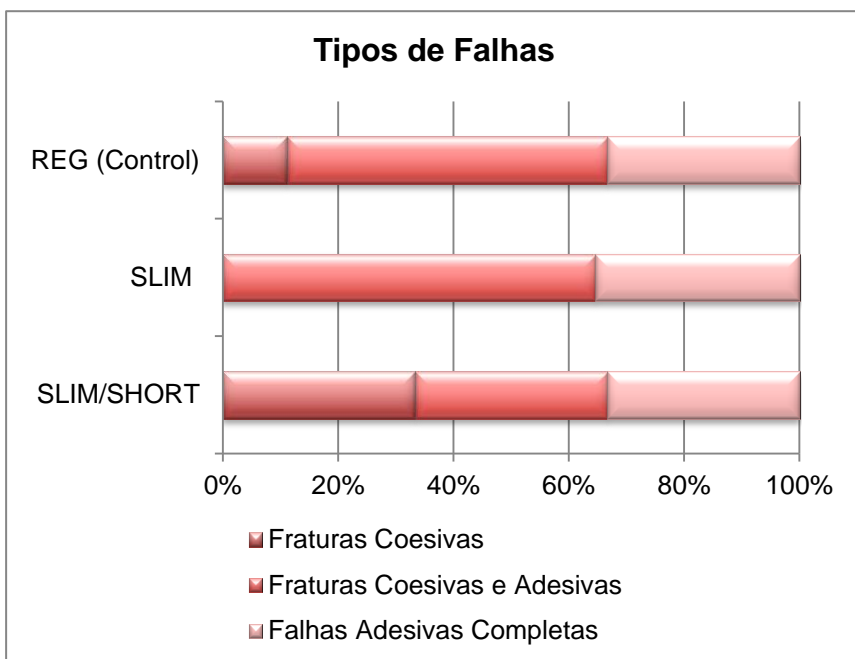


Fig 5 – Tipos de Falhas: Coesiva, Mista e Falha Adesiva Completa respectivamente: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (sem falha, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%).

DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a resistência à fadiga e o modo de falha de coroas CAD/CAM de polímeros de alta performance nanoparticuladas (HPPC) ligadas a três diferentes *design* de pilares implantossuportados de titânio. A primeira hipótese nula é aceita pois houve a falha da interface adesiva pilar/restauração e os pilares estavam intactos. A segunda hipótese nula é rejeitada porque o *design* do pilar de metal (Ti) influenciou na resistência à fadiga e modo de falha do conjunto.

Este tipo de ensaio *in vitro* é fundamental para o teste/triagem de novos materiais antes de seu uso clínico ser recomendado (Foong *et al.*, 2013; Oderich *et al.*, 2012). Originalmente, o experimento foi projetado para receber cargas oblíquas em um ângulo de 30 graus. No entanto, os testes piloto (n=6) não conseguiram induzir sistematicamente fraturas das coroas HPPC e gerou 100% de falhas nos pilares (Figura 6. a, b, c), o que demonstrou a extraordinária força da coroa de HPPC. Estudos *in vitro* de coroas unitárias implantossuportadas que utilizaram testes de resistência a fratura relataram fratura de pilares (Att *et al.*, 2006 a, b).

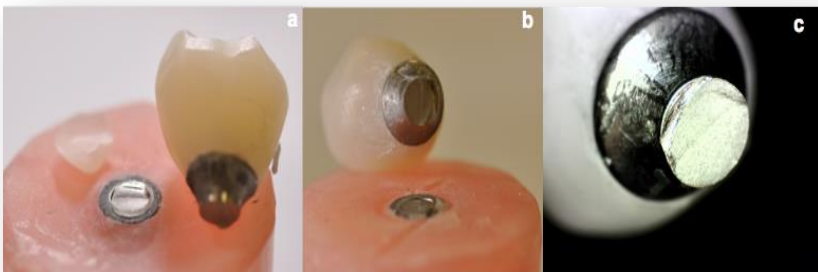


Fig. 6 – Fratura oblíqua do pilar devido à cargas oblíquas aplicadas em um ângulo de 30 graus a) Pilar fraturado parcialmente interno ao implante; b) Restante do pescoço do pilar fraturado aderido a coroas Lava Ultimate intactas; c) Fotomicroscopia (10:1 de ampliação) demonstrando claramente esta fratura oblíqua.

Por conseguinte optou-se, para o experimento final, a aplicação de cargas axiais as amostras. Esta escolha também foi motivada pelo fato da

oclusão ideal implicar em cargas axiais aos dentes. O regime de carga escolhido para este estudo representa uma opção intermediária entre duas abordagens de testes: resistência a fratura e verdadeiros ensaios de fadiga. Ao longo da vida, os dentes são sujeitos a um elevado número de ciclos de mastigação com forças relativamente baixas. Eles podem, eventualmente, sofrer um impacto de alta força súbita ou cargas parafuncionais, levando ao fracasso. Simular tal comportamento *in vitro* seria relevante, mas também extremamente demorado. Na outra extremidade, testes de carga única até a falha produz resultados rápidos, porém a relevância da qual pode ser facilmente questionada. O protocolo de carga usado neste estudo pode ser chamado de "fadiga acelerada", tal como está entre testes de fadiga tradicionais e experimentos de carga até a falha (De Boever *et al.*, 1978; Ferrario *et al.*, 2004).

As cargas medidas durante a mastigação e deglutição são aproximadamente de 5 a 364N. A força máxima registada durante o apertamento é de cerca de 216-890N. Pode-se atingir a gama de cargas elevadas, como as apresentadas na parte final do teste, durante os episódios de bruxismo, trauma (elevadas cargas extrínsecas), ou acidentes durante a mastigação intrínsecas (Kelly, 1999).

Cargas cíclicas, especialmente sob condições húmidas, resultam na propagação de pequenas fissuras (Figura 7) que podem iniciar a partir de um processo de porosidades relacionados ao processamento interno das coroas. Estas trincas se unem formando uma fissura crescente que levará ao enfraquecimento a coroa (Ohyama, Yoshinari, Oda, 1999; Sobrinho *et al.*, 1998). Além disso, a resistência a fratura das coroas de compósitos podem também ser diminuída por fadiga estática, uma reação química dependente da tensão superficial entre a água e superfície que provoca o crescimento das falhas a uma dimensão crítica, gerando a propagação de fissuras espontâneas (Attia & Kern, 2004a, 2004b; Sobrinho *et al.*, 1998).

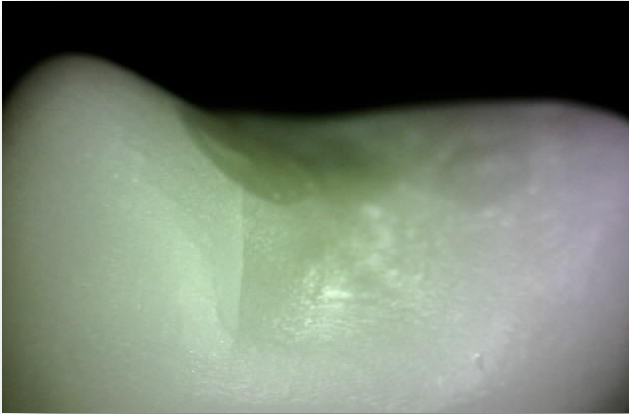


Fig. 7 – Amostra sobrevivente ao teste demonstrando a degradação (trincas) de coroas CAD/CAM, semelhante ao observado *in vivo*.

Coroas HPPC (3M/ESPE Lava Ultimate) são compostas por uma resina resistente ao desgaste e altamente estética, fornecendo uma alternativa fácil e rápida para casos de restaurações indiretas CAD/CAM, podendo ser substitutos de blocos cerâmicos. HPPC Lava Ultimate contém cerca de 80% (em peso) de partículas nanocerâmica que reforçam uma matriz polimérica altamente reticulada. Assim, durante a aplicação da carga, as coroas de resina composta podem demonstrar maior capacidade de recuperação com maior absorção de carga e, conseqüentemente, a carga de fratura é maior. Estes resultados estão de acordo com os achados de outros estudos (Dalpino *et al.*, 2002; Strub & Beschnidt, 1998).

O uso da tecnologia CAD/CAM provou ser extremamente eficiente para padronizar a qualidade e morfologia das restaurações. Além disso, os materiais CAD/CAM, especialmente polímeros, são fabricados através de um processo industrial (polimerização sob condições controladas de parâmetros padronizados de pressão e temperatura), daí o nome "polímeros de alta performace". Devido à sua densidade e homogeneidade, juntamente com o seu módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, este material contribui para a absorção de tensões intensas, e torna esses materiais um

candidato ideal para restaurar implantes dentários. Apesar de possuir uma resistência à flexão muito reduzida. Em comparação com materiais de dissilicato de lítio, Lava Ultimate provou ter uma performance semelhante a coroas E.max quando cimentadas aos dentes naturais (Carvalho *et al.*, 2014).

O composto híbrido Z100, usado neste estudo como um agente de cimentação, é constituído por uma matriz de resina BIS-GMA e TEGDMA com partículas sintéticas de zircónia/sílica, que compõem as partículas de preenchimento da matriz inorgânica. Estas partículas de preenchimento têm uma ampla distribuição de tamanho de partícula variando de 4 à 0.2-0.04 microns. Os resultados de Koupis *et al.*, (2006) demonstram que Z100 produz a maior profundidade de cura e correlacionaram isto com o fato de que o coeficiente de transmissão de luz é maior em compósitos híbridos do que em micropartículas.

Kramer *et al.*, (2008) descobriu que uma distâncias de cura maior que 6mm poderia produzir consideráveis efeitos negativo sobre a profundidade de cura, e a uma distância de 12mm demonstrou não haver nenhuma cura significativa do compósito, independentemente do tipo de dispositivo e do modo de polimerização de cura. Resultados semelhantes foram obtidos por Aguiar *et al.*, (2005) em que uma distância de 8 mm de cura mostrou uma diminuição significativa na dureza do composto e, por conseguinte, também a refletir sobre a profundidade de cura. Neste estudo, uma cor translúcida foi utilizada na coroa cimentada (Lava Utimate HT A1) e Z100 como agente de cimentação (cor A2), com uma luz de alta intensidade de 1.000 MW/cm². Os fatores que influenciam este processo de cura estão relacionados com o composito e com a luz polimerizadora. Fatores relacionados ao compositos incluem: cor, translucidez, assim como o tamanho de partícula da resina de preenchimento, carga e distribuição. Fatores relacionados a luz incluem: intensidade da luz, a distribuição do espectro e o tempo de exposição. Quanto mais intensa a fonte de luz, mais fótons estarão disponíveis para absorção pelos fotossensibilizantes (Aguiar *et al.*, 2005; Danesh *et al.*, 2004; De Araujo *et al.*, 2008; Fan *et al.*, 2002; Jain & Pershing, 2003).

Todos estes conceitos associados à adesão das restaurações demonstraram promover uma maior resistência à fratura durante a fadiga (Behr *et al.*, 2003a, 2003b; Magne & Knezevic, 2009a, 2009b; Ohlmann *et al.*, 2008). No entanto, muitos estudos (Ersu *et al.*, 2009; Kern & Thompson, 1993; 1994; Marshall *et al.*, 2010; Papadopoulos, 1999; Petridis

et al., 2004; Sarafianou *et al.*, 2008; Stawarczyk *et al.*, 2012; Watanabe *et al.*, 1999) demonstram falhas de adesão quando coroas de polímero e as superfícies de metal não foram tratadas.

O jateamento com partículas abrasivas é um dos métodos mais comuns de condicionamento de metal e materiais poliméricos, o que em princípio, limpa e aumenta a área de superfície (Ersu *et al.*, 2009; Matinlinna & Vallittu, 2007; Marshall *et al.*, 2010), aumentando a resistência à tração de coroas poliméricas CAD/CAM com os cimentos resinosos (Stawarczyk *et al.*, 2012). Além disso, ele também diminui a tensão superficial criando uma superfície altamente ativada, favorecendo a capacidade de umedecimento do substrato pelo material aplicado posteriormente (Bertolotti, 2007; Kern & Thompson, 1993; 1994). De acordo com Kern e Thompson (1994), este sistema especial de jateamento (revestimento de sílica) aumenta o teor de sílica na superfície do metal na gama de 17.9-19.5 % em peso, favorecendo, assim, a adesão dos materiais à base de resina a este substrato por meio de agentes de acoplamento de silano.

Os silanos irão estabelecer uma adesão química entre a matriz da resina e a superfície do metal devido suas características bifuncionais. O grupo orgânico não-hidrolisável contém adesão dupla carbono-carbono que podem polimerizar com os monómeros dos materiais à base de resina. Os grupos hidrolisáveis reagem com uma superfície inorgânica ricos em hidroxilo (-OH), tal como superfícies metálicas revestida de sílica (SiO₂) (Almeida-Júnior *et al.*, 2010; Behr *et al.*, 2003; Matinlinna & Vallittu, 2007; Matinlinna *et al.*, 2007; Ohlmann *et al.*, 2008; Piwowarczyk, Lauer, Sorensen, 2004).

Em geral, os tipos de falhas irreparáveis foram mais comuns do que as reparáveis em todos os grupos. O primeiro padrão foi designado como falha mista e o segundo padrão como completo fracasso. O pilar SLIM/SHORT demonstrou uma tendência para as falhas mais coesas na comparação com os demais grupos (REG e SLIM). Os avanços em tecnologias adesivas, fazem com que pequenas lascas ou fracturas possam ser reparado, prolongando assim a vida útil de restaurações que falharam tanto em função como esteticamente (Özcan & Niedermeier, 2002; Özcan *et al.*, 2005).

Os resultados do presente estudo indicaram claramente que um pilar SLIM não irá funcionar tão bem como os outros dois modelos

testados. A redução apenas axial do pilar original irá gerar um contorno oclusal afiada que parece concentrar tensões e induzir a fratura. No pilar original (REG), a espessura menor da coroa SLIM foi compensada pelo suporte de metal subjacente. No pilar SLIM/SHORT a ausência de suporte de metal foi compensada pela espessura da coroa. Há vantagens estéticas significativas no *design* SLIM/SHORT, porque permite que o material Lava Ultimate exiba sua fluorescência (Guth & Magne. in press), e mascare o pilar de titânio. O bloco original Paradigma MZ100 não era fluorescente e não promovia este mascaramento do pilar de titânio (Boff *et al.*, 2014). As vantagens adicionais da diminuição do pilar incluem a capacidade de desenvolver uma morfologia mais natural das coroas, mesmo em casos de espaço oclusais limitados.

Recentemente, uma nova possibilidade de uso de dentes naturais extraídos e usinados pelo sistema CAD/CAM tem sido sugerido (Schlichting *et al.*, 2014). O presente estudo pode ser usado como uma referência para futuras pesquisas explorando a possibilidade de utilização do substrato natural do dente (a partir de locais de extração com indicação para implantes) e adaptá-los a pilares implantossuportados utilizando os procedimento de cimentação adesiva e *design* semelhantes aos propostos no presente estudo.

O grupo SLIM/SHORT apresentou melhores resultados durante os testes, sugerindo que a espessura das coroas de polímeros de alta performance promove um efeito de amortecimento através de uma absorção de forças. Além de facilitar o desenvolvimento morfológico e estético da restauração.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de expressar sua gratidão a:

- CAPES Fundação Brasil (99999.000275 / 2014-00);
- Neodent (Curitiba, PR, Brasil) pela doação de implantes dentários e pilares;
- 3M ESPE (St Paul, MN) pelos blocos Lava Ultimate, resina composta Filtek Z100 e Cojet;
- Kerr (Orange, CA) pelo adesivo Optibond FL e Occlubrush;
- Patterson (El Segundo, CA) pelo Cerec 3;
- Ultradent (South Jordan, UT) pelo Silano;

- Heraeus Kulzer (Armonk, NY) pela Resina acrilica Palapress.

REFERÊNCIAS

Aguiar, F.H.B., Lazzari, C.R., Lima, D.A.N.L., Ambrosano, G.M.B. & Lovadino, J.R. (2005) Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Brazilian Oral Research* **19**:302-306.

Almeida-Júnior, A.A., Fonseca, R.G., Haneda, I.G., Abi-rached, F.O. & Adabo, G.L. (2010) Effect of Surface Treatments on the Bond Strength of a Resin Cement to Commercially Pure Titanium. *Brazilian Dental Journal* **21**:111-116.

Andersson, B., Odman, P., Carlsson, L. & Brånemark, P.I. (1992) A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* **7**:105-111.

Andriani, W. Jr., Suzuki, M., Bonfante, E.A., Carvalho, R.M., Silva, N.R. & Coelho, P.G. (2010) Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on implant abutments. *The Journal of Adhesive Dentistry* **12**:311-317.

Assuncao, W.G., Delben, J.A., Tabata, L.F., Barao, V.A., Gomes, E.A. & Garcia, Jr I.R. (2012) Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dentistry* **21**:46-50.

Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J.R. (2006a) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal Prosthetic Dentistry* **95**:111-116.

Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J. R. (2006b) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**:380-386.

Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S. & Kern, M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal Prosthetic Dentistry* **95**:117-123.

Attia, A. & Kern, M. (2004a) Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal Prosthetic Dentistry* **92**:551-556.

Attia, A. & Kern, M. (2004b) Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *The Journal Prosthetic Dentistry* **91**:247-252.

Becker, W. & Becker, B.E. (1995) Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *The Journal Prosthetic Dentistry* **74**:51-55.

Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R. & Handel, G. (2001) Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clinical Oral Implants Research* **12**:174-178.

Behr, M., Rosentritt, M. & Handel, G. (2003) Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *The International Journal of Prosthodontics* **16**:239-243.

Behr, M., Rosentritt, M., Mangelkramer, M. & Handel, G. (2003) The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns *The International Journal of Prosthodontics* **16**: 538-542.

Belser, U.C., Bernard, J.P. & Buser, D. (1996) Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *The Practical Periodontics Aesthetic Dentistry* **8**: 875-883.

Bertolotti, R.L. (2007) Adhesion to porcelain and metal. *Dental Clinics of North America* **51**:433-451.

Boff, L.L., Oderich, E., Cardoso, A.C. & Magne, P. (2014). Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom metal-composite resin premolar implant abutments. *The International Journal of Oral*

Maxillofacial Implants **29**:364-373.

Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P. & et al. (1997) Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research* **8**:161-172.

Carvalho, A.O., Bruzi, G., Giannini, M. & Magne, P. (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal Prosthetic Dentistry* **111**:310-317.

Cid, R.M.O., Lahr, G.J.G., Stanley, K., Siqueira, A.A.G. & Cardoso, A.C. (2015) Comparative Analysis of Screw Loosening in Titanium and Zirconia Implant-Supported Abutments-An In vitro Study. *EC Dental Science* **1.2**:83-89.

Dalpino, P.H., Francischone, C.E., Ishikiriama, A. & Franco, E.B. (2002) Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *The American Journal of Dentistry* **15**:389-394.

Danesh, G., Davis, H., Reinhardt, K.J. & Schafer, E. (2004) Polymerization characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *The Journal of Dentistry* **32**: 479-488.

De Araujo, C.S., Schein, M.T., Zanchi, C.H., Rodrigues, S.A. & Demarco, F.F. (2008) Composite resin microhardness: The influence of light curing method, composite shade and depth of cure. *The Journal of Contemporary Dental Practice* **9**:1-9.

De Boever, J.A., McCall, W.D. Jr., Holden, S. & Ash, M.M. Jr. (1978) Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **40**:326-333.

De Boever, A.L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G. & De Boever, J.A. (2006) Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**:833-839.

Donovan, T., Simonsen, R.J., Guertin, G. & Tucker, R.V. (2004) Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **16**:194-204.

Ersu, B., Yuzugullu, B., Ruya Yazici, A. & Canay, S. (2009) Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry* **37**:848-856.

Fan, P.L., Schumacher, R.M., Azzolin, K., Geary, R. & Eichmiller, F.C. (2002) Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *Journal of the American Dental Association* **133**:429-434.

Ferrario, V.F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C. & Tartaglia, G.M. (2004) Single tooth bite forces in healthy young adults. *The Journal of Oral Rehabilitation* **31**:18-22.

Foong, J.K., Judge, R.B., Palamara, J.E. & Swain, M.V. (2013) Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of Dentistry* **109**:304-312.

Ghazal, M., Albashaireh, Z.S. & Kern, M. (2008) Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *The Journal of Dentistry* **100**: 441-448.

Guth, J.F. & Magne, P. Optical properties integration of ceramic and high performance polymer CAD/CAM-fabricated inlays from ceramic and high performance polymers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, in press

Haas, R., Polak, C., Fürhauser, R., Mailath-Pokorny, G., Dörtbudak, O. & Watzek, G. (2002) A long-term follow-up of 76 Bränemark single-tooth implants. *Clinical Oral Implants Research* **13**:38-43.

Jain, P. & Pershing, A. (2003) Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *Journal of the American Dental Association* **134**:1215-1223.

Kassem, A.S., Atta, O. & El-Mowafy, O. (2012) Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of prosthodontics* **21**: 28-32.

Kelly, J.R. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **81**:652-661.

Kern, M. & Thompson, V.P. (1993) Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Material* **9**:155-161.

Kern, M. & Thompson, V.P. (1994) Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *Journal Dentistry* **22**:300-306.

Koupis, N.S., Martens, L.C. & Verbeeck, R.M.H. (2006) Relative curing degree of polyacid-modified and conventional resin composites determined by surface Knoop hardness. *Dental Materials* **22**:1045-1050.

Kunzelmann, K.H., Jelen, B., Mehl, A. & Hickel, R. (2001) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry* **4**:171-184.

Levin, L., Laviv, A. & Schwartz-Arad, D. (2006) Long-term success of implants replacing a single molar. *Journal of Periodontology* **77**:1528-1532.

Magne, P., Magne, M. & Jovanovic, S.A. (2008) An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **99**:2-7.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009a) Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated

molars. *Quintessence International* **40**:729-737.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009b) Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International* **40**:125-133.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009c) Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental Materials* **25**:1264-1268.

Magne, P. & Schlichting, L.H. (2010) An in vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **104**:149-157.

Magne, P., Paranhos, M.P., Burnett, L.H. Jr., Magne, M. & Belser, U.C. (2011a) Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for Type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research* **22**:195-200.

Magne, P., Oderich, E., Boff, L.L. Cardoso, A.C. & Belser, U.C. (2011b) Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutment restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research*. **22**:1-7.

Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P. & Marshall, G.W. (2010) A review of adhesion science. *Dental Materials* **26**:11-16.

Matinlinna, J.P. & Vallittu, P.K. (2007) Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *The Journal of Contemporary Dental Practice* **8**:1-8.

Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J. & Vallittu, P.K. (2007) The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dental Material* **23**:1173-1180.

Nakamura, T., Imanishi, A., Kashima, H., Ohyama, T. & Ishigaki, S. (2001) Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-

dimensional finite element method. *The International Journal of Prosthodontics* **14**:401-405.

Oderich, E., Boff, L.L., Cardoso, A.C. & Magne, P. (2012) Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research* **23**:1360-1368.

Ohyama, T., Yoshinari, M. & Oda, Y. (1999) Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics* **12**:28-37.

Ohlmann, B., Gruber, R., Eickemeyer, G. & Rammelsberg, P. (2008) Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **100**:211-219.

Özcan, M. & Niedermeier, W. (2002) Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International Journal of Prosthodontics* **15**:299–302.

Özcan, M., Alander, P., Vallittu, P.K., Huysmans, M.C. & Kalk, W. (2005) Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **16**:21-27.

Papadopoulos, T., Tsetsekou, A. & Eliades, G. (1999) Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **7**:15-21.

Petridis, H., Garefis, P., Hirayama, H., Kafantaris, N.M. & Koidis, P.T. (2004) Bonding indirect resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. *The International Journal Prosthodontics* **17**:77-82.

Piwowarczyk, A., Lauer, H.C. & Sorensen, J.A. (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **92**:265-273.

Sakoguchi, K., Minami, H., Suzuki, S. & Tanaka, T. (2013) Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test:

influence of crown and abutment materials. *Dental Materials Journal*. **32**:433-440.

Sarafianou, A., Seimenis, I., Papadopoulos, T. (2008) Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry* **99**:377-387

Schlichting, L.H., Schlichting, K.K., Stanley, K., Magne, M. & Magne P. (2014) An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **111**:107-115.

Searson, L. & Meredith, N. (1997) The role of implants in restorative dentistry: prosthesis design and aesthetic considerations. *Dental Update* **24**:388-390.

Sobrinho, L.C., Cattell, M.J., Glover, R.H. & Knowles, J.C. (1998) Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics* **11**:255-262.

Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M. & Hämmerle, C. (2012) Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements *The Journal of Prosthetic Dentistry* **107**:94-101.

Strub, J.R. & Beschnidt, S.M. (1998) Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics* **11**:602-609.

Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. & Spiekermann, H. (2001) Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics* **14**:231-238.

Zarone, F., Sorrentino, R., Traini, T., Di Iorio, D. & Caputi, S. (2007) Fracture resistance of implant-supported screw versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental*

Materials **23**:296-301.

Watanabe, i., Kurtz, K.S., Kabcenell, J.L. & Okabe, T. (1999) Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**:462-467.

VERSÃO INGLÊS**CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH**

Running Title: Effect of implant abutment design on the fatigue resistance

Effect of implant abutment design on the fatigue resistance of high performance polymer bonded crowns

Rafaella Cid

Reyes Enciso

Antônio Carlos Cardoso

Pascal Magne

Authors' affiliations:

Rafaella Cid, Department of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil

Reyes Enciso, Division of Dental Public Health and Pediatric Dentistry, Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA

Antônio Carlos Cardoso, Department of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil

Pascal Magne, The Don & Sybil Harrington Foundation Professor of Esthetic Dentistry, Division of Restorative Sciences, Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA

Corresponding author:

Dr Pascal Magne

Division of Restorative Sciences

Herman Ostrow School of Dentistry

University of Southern California

925 W. 34th Street, DEN 4382

CA 90089

USA

Tel.: (213) 740-4239

Fax: (213) 821-5324

e-mail: magne@usc.edu

ABSTRACT

Objectives: The aim of the present study was to assess *in vitro* the fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM HPPC bonded to titanium implant abutments with three different *designs*.

Materials and methods: Following insertion into a morse taper implants (CM Titamax EX), the abutments (silicoated, silanated) were adhesively restored with fifty-one (51) CAD/CAM HPPC (air-abraded, silanated) using adhesive (Optibond FL) and preheated light curing composite resin (Filtek Z100). There were 3 experimental groups (n=17): Group REG (control) Ø4.0x4.0mm - original manufacturer's abutment (CM Universal Post); Group SLIM Ø2.0x4.0mm - modified abutment (reduced width); Group SLIM/SHORT Ø2.0x2.0mm - modified abutment (reduced height and width). Cyclic isometric chewing movements (5Hz) were simulated by axial loading, starting with 200N, followed by 400N, 600N, 800N, 1,000N, 1,200N and 1,400N, at a maximum of 25.000x each. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 175.000x. The three groups were compared using survival analysis (Logrank test with significance value of $p=0.05$).

Results: The average load/cycles until failure for REG, SLIM and SLIM/SHORT respectively were 1.329N/155.924X; 1.071N/119.598X and 1.400N/171.409X. Survival rates ranged from 47% for REG, 17% for SLIM, and 82% for SLIM/SHORT with a significant difference in survival probability ($p<0.0001$). Most failures were mixed cohesive and adhesive and some of them were complete adhesive failure without abutment failure nor screw loosening.

Conclusion: The SLIM/SHORT abutments presented the highest survival rates, Suggesting that the thickness of high performance polymers crowns promotes a more tooth-like damping behavior, resulting in a strong force absorption despite the rigidity of the fixture. The increased thickness of the crown with SLIM/SHORT abutments will also facilitate the development of esthetic and morphology of the restoration.

Key-words: CAD/CAM, Dental implantation, Dental Implant-Abutment Design, Polymer, Titanium, Fatigue.

INTRODUCTION

A variety of therapeutic options are available to restore a missing single tooth. However, a large number of studies have focused on the esthetic aspects in anterior single-tooth replacements, whereas there are fewer reports focusing on the function of a posterior single tooth replacement (Becker & Becker, 1995; Levin et al. 2006). Single implant-supported restoration, assuming ideally positioned implants, can be straight forwardly achieved by combining a prefabricated abutment and a crown (Andersson et al. 1992; Behr et al. 2001; Haas et al. 1995, 2002; Oderich et al. 2012). In case of limited interdental/interocclusal space or suboptimal implant-crown angles a screw-retained custom abutment with a cemented or bonded crown can be used (Belser et al. 1996; Haas et al. 2002; Magne et al. 2010; Oderich et al. 2012; Zarone et al. 2007).

Posterior implant restoration requires a strong and reliable material to withstand the repeated masticatory function. Titanium abutments and metal-ceramic crowns have been traditionally used due to their mechanical properties (Andersson et al. 1992; Buser et al. 1997; Hass et al. 1995, 2002; Searson & Meredith, 1997). Although metal ceramic crowns are clinically successful (Donovan et al. 2004), metal free restorations have been the focus of research and clinical application due to their potential esthetic advantages. Because early all-ceramic restorations demonstrated a propensity for catastrophic brittle failure (El-Mowafy & Brochu, 2002), an alternative approach developed in the form of composite resin crowns (Boff et al. 2014; Nakamura et al. 2001). Unlike ceramics, they are relatively inexpensive, easy to fabricate, and cause low wear of the opposing dentition (Kunzelmann et al. 2001). Composite resins also offer esthetics advantages and unique mechanical properties (Attia et al. 2006; Sakoguchi et al. 2013) including tooth-like damping behavior (Magne et al. 2013). Fracture toughness of indirect composite resin crowns was reported to be similar to that of metal-ceramic restorations (Magne & Schlichting 2010). When subjected to fatigue testing, metal-free composite crowns exhibited similar fracture resistance before and after fatigue testing, and the survived compressive cyclic loading with neither fractures nor microcracks (Andriani et al. 2010; Kassem et al. 2012; Sakoguchi et al. 2013).

Recently, a new nanofilled composite resin blocks (Lava™ Ultimate, 3M-ESPE; St. Paul, MN) was introduced for use with CAD/CAM

systems as a second generation following the first machinable polymer block that was introduced in 2001 by 3M/ESPE, Paradigm MZ100 (Kunzelmann et al. 2001). The original blocks were manufactured from Filtek Z100 microhybrid composite resin restorative material (3M/ESPE), which contains patented spheroidal zirconia-silica fillers (85% by weight). They seem to provide the restoration with extraordinary behavior under dynamic loading (Magne & Knezevic, 2009a, 2009b, 2009c; Magne et al. 2010b, 2011a, 2011b), yet maintaining a low elastic modulus. This unique combination of strength and resilience to compensate the absence of PDL has been incorporated to a new implant design optimization abutment/restorations in an attempt to mimic the behavior of natural teeth (biomimetic principle) (Magne et al. 2011b). This concept to find an optimal design was successfully applied to restore zirconia abutments in the anterior area (Magne et al. 2011a) and in the premolar area, which resulted in 100% survival of the abutment and restoration (Oderich et al. 2012). It was also proposed to fabricate an anterior single unit implant supported restoration using Paradigm MZ100 composite resin abutments (Magne et al. 2011b) bonded to a titanium “bonding base” and associated to adhesively non retentive veneers (Paradigm MZ100; Paradigm C). It was concluded that porcelain veneers bonded to metal-composite resin abutments presented a higher survival rate comparing to the composite veneers. The biomimetic principle explains the results by the mimicking of dentin with composite resin and enamel with ceramics (Magne et al. 2008, 2011a). The survival rates demonstrated that metal-composite resin abutments did not differ from zirconia ones. The use of the metal “bonding base” to connect the composite resin mesostructure/crown to the implant may explain the good performance. A more recent study developed a custom metal-composite resin premolar abutment and conclude that Paradigm MZ100 onlays/crowns bonded to this hybrids abutments presented higher survival rate when compared to ceramic Paradigm C (Boff et al. 2014). When comparing the metal-composite resin with the zirconia premolar abutments, however, the optimal design of the zirconia abutment outperformed the survival of the hybrid abutment. This may be explained by the design of the metal abutment. In addition, a more recent CAD/CAM polymer material has been released since. Therefore, the aim of the present study will be to assess *in vitro* the fatigue resistance and failure mode of the new nanofilled CAD/CAM high performance polymer crowns bonded to implant titanium abutments with three different designs.

The null-hypothesis considered was that the abutment/restoration adhesive interface would fail before the abutment itself and that the optimized design of the metal abutment together with the different thicknesses of the restorative material (high performance polymer) would not have an influence on the fatigue resistance and failure mode of the assembly.

MATERIAL AND METHODS

Fifty-one (51) Morse taper implants (CM Titamax EX - 4.1mm - diameter, 11mm – length; Neodent, Curitiba, PR, Brazil) were embedded in acrylic resin (Palapress; Heraeus Kulzer, Armonk, NY, USA) simulating the bone and divided in three groups of 17 implants each.

CAD/CAM DESIGN OF ABUTMENTS AND RESTORATIONS

Three different abutments were used. In group REG, the original manufacturer's abutment was used (control, 4.0mm-diameter, 4.0mm-height – CM Universal Post); in Group SLIM, the original abutment was subjected to a circumferential axial reduction of 1 mm; in Group SLIM/SHORT, the original abutment was subjected to a circumferential axial reduction of 1 mm and an occlusal reduction of 2 mm (Figure 1). The abutments had a standard platform of 4.5mm-diameter that remained intact. The reduction of the abutments surfaces were performed manually, randomly and by the same operator (calibrated during the pilot tests) using conical drills. Sharped line angles were rounded with a polishing disc (Soflex 1982C/1982M; 3M/ESPE, seefeld, Germany) and all axial circumferential reduction was confirmed with a digital calipers (General Tools & Instruments LLC, NY, USA). Each abutment was inserted into a Morse taper implant and 30N/cm of torque was applied to the abutment screw. After 3 min, the screw were retightened to avoid preload loss as demonstrated in previous studies (Assunção et al. 2012; Cid et al. 2014).

All implants were restored with identically-shaped composite crowns (Lava Ultimate; 3M/ESPE) created and milled using the CEREC system (S.W. 4.0, Sirona Dental Systems GmbH; Bensheim, Germany) set in Correlation Mode. The natural emergence profile of a maxillary first premolar was followed and a distance between the abutment circular finishing line and the cusp tips was 8,2mm. All restorations were milled

with the sprue located at the palatal surface.



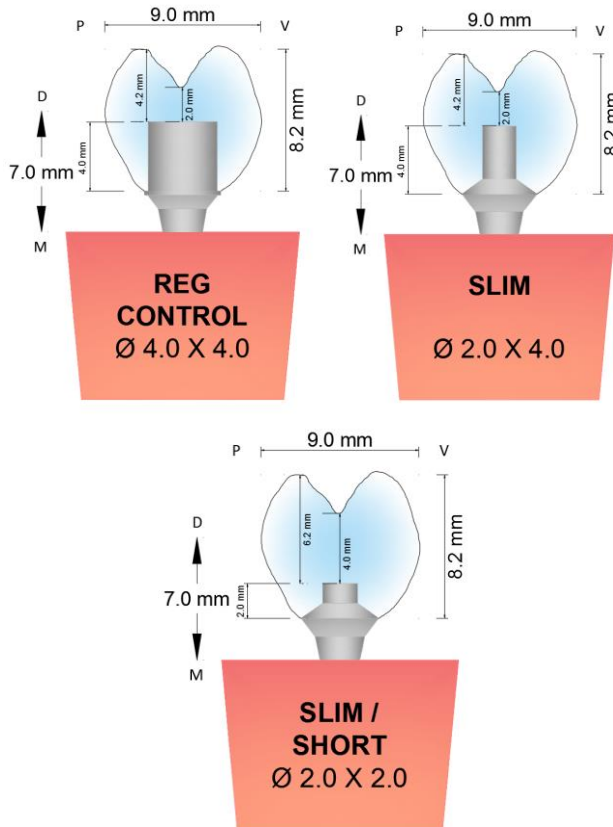


Fig.1 – a) Abutments designs. b) Crowns mensurments.

RESTORATION ADHESIVE LUTING

The fitting surfaces of all metal abutments and composite resin crowns were subjected to the same surface treatment: airborne-particle abrasion with 27 μ m silica-modified aluminum oxide (Cojet; 3M/ESPE) at 0.2MPa for 10 seconds at a distance of 10mm, application of a silane (Silane; Ultradent, South Jordan, UT, USA) for 20 seconds and drying at

212F for 1 minute. The two parts were luted together using adhesive (Optibond FL – Bottle 2; Kerr, Orange, CA, USA) and restorative composite resin (Filtek Z100; 3M/ESPE, preheated for 5 min. in Calset; Addent, Danbury, CT, USA). After the removal of the composite resin excesses, all surfaces were light polymerized for 60s at 1,000mw/cm² (Valo; Ultradent). The light tip was positioned at a 90° angle to the surface of the composite specimen with the aid of the light guide alignment ring. This ensured that the light would not be deflected from the composite surface and that it would reach the entire composite surface with equal intensity. All margins were covered with an air-blocking barrier (K-Y Jelly; Personal Products Company, Skillman, NJ, USA) and polymerized for an additional 10s per surface. Excess of adhesive was removed with hand instruments (scaler, blade) and specimens were stored in distilled water for 24h before testing.

FATIGUE TEST

An artificial chewing device (MTS Acumen™ Test Systems; Eden Prairie, MN, USA) was used for simulating masticatory forces. The chewing cycle was replicated by an isometric contraction (load control) applied through a 7mm-diameter cylindrical composite resin antagonist centered on the central groove of each crown (Filtek Z100; 3M/ESPE), ensuring a two-point contact. A new antagonist was fabricated for each specimen. The load chamber was filled with distilled water to submerge the sample during testing. Cyclic loading was applied in form of a sine tapered load at a frequency of 5Hz starting at 200N. Every 25.000 cycles, the load was increased by 200N to reach a maximum of 1.400N. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 175.000 cycles (Figure 2).

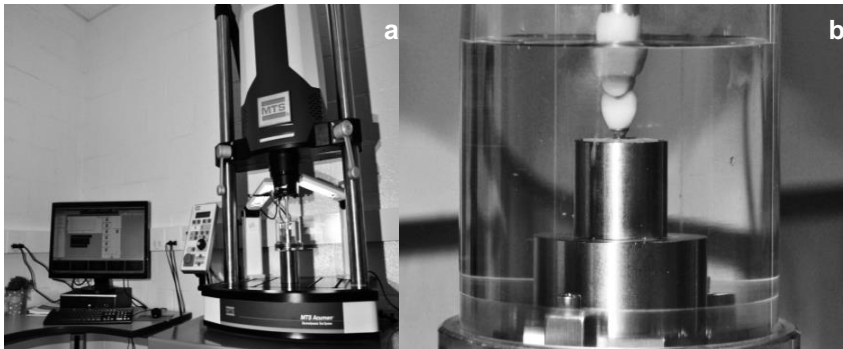


Fig. 2 – a) Electrodynamic Test System; b) Isometric load applied through a 7mm-diameter cylindrical antagonist centered on the central groove and load chamber filled with distilled water.

The number of endured cycles and failure mode of each specimen was recorded. After both test, each sample was evaluated by transillumination (Microlux; Addent, Danbury, CT, USA) and optical microscope (Leica MZ 125; Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) at 10:1 magnification. Digital photographs were made for failure mode classification and comparison between the groups (Figure 3). A visual distinction was made between cohesive fractures of the restoration, cohesive/adhesive failure of the restoration/abutment interface, as well as complete failure.

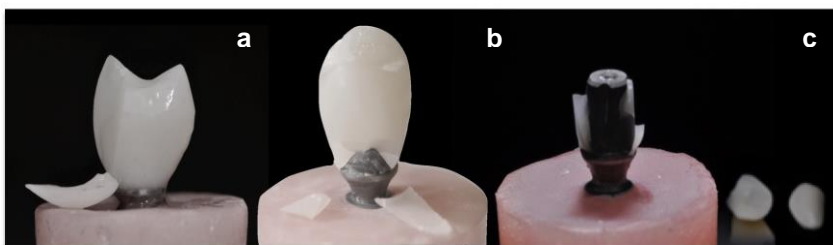


Fig. 3 - Type of failures. a) Cohesive Failure; b) Cohesive and Adhesive Failure; c) Complete Adhesive Failure.

The fatigue resistance of the three groups was compared using the

life table survival (load step at failure) and the Kaplan Meier analyses (number of cycles at failure). At each time interval (defined by each load step), the number of specimens starting the interval intact and the number of specimens fracturing during the interval were counted, allowing the calculation of survival probability at each interval. The significance level was set at $p = .05$.

RESULTS

The fatigue resistance and survival rates of three optimization implant-supported abutment design groups bonded to HPPC are presented in Tables 1 to 3; Figure 4 and 5. The average load/cycles until failure for REG, SLIM and SLIM/SHORT were respectively 1.329N/155.924X; 1.071N/119.598X and 1.400N/171.409X. Survival rates ranged from 47% for REG, 17% for SLIM, and 82% for SLIM/SHORT with a significant difference in overall survival probability ($p < 0.0001$; Kaplan Meier Log Rank). Pairwise comparisons with Logrank test showed statistically significant differences between groups REG and SLIM ($p = 0.0132$), REG and SLIM/SHORT ($p = 0.0253$), SLIM and SLIM/SHORT ($p < 0.001$)[Table 3].

Most failures were mixed (cohesive and adhesive) and some of them were complete adhesive failure without abutment failure nor screw loosening. Cohesive, mixed and complete adhesive failure were distributed respectively: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (No failure, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%) [Figure 5].

The results for REG appear similar to previously published data using the restorative material Paradigm MZ100 with the original abutment, where the average load was 1.320 N and the survival rates 60% (Pooled data from Boff et al. 2014).

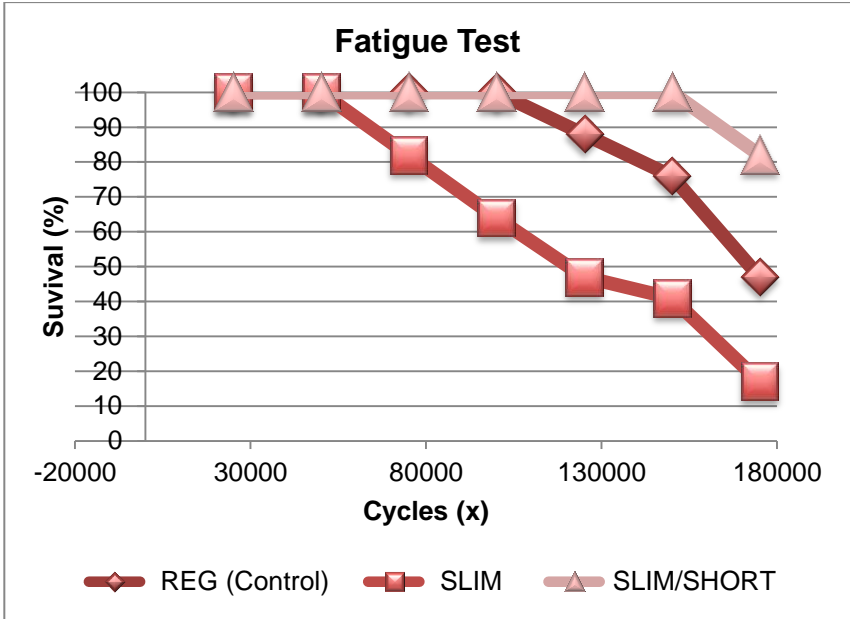


Fig. 4 – Cumulative Survival Functions with number of cycles at failure (Kaplan Meier).

Table 1. Load/cycles at failure and failure mode for each specimen

Abutment Design	Specimen	Load (N)	Cycle (x)	Failure Mode
REG (control)	R_1	1,400	175,000	No Failure
	R_2	1,400	151,934	Cohesive+Adhesive
	R_3	1,400	153,209	Complete Failure
	R_4	1,400	175,000	No Failure
	R_5	1,200	129,137	Cohesive+Adhesive
	R_6	1,400	175,000	No Failure
	R_7	1,400	175,000	No Failure
	R_8	1,000	104,561	Cohesive+Adhesive
	R_9	1,400	175,000	No Failure
	R_10	1,400	175,000	No Failure
	R_11	1,000	101,167	Cohesive+Adhesive
	R_12	1,400	151,906	Complete Failure
	R_13	1,400	175,000	No Failure
	R_14	1,400	155,621	Complete Failure
	R_15	1,400	175,000	No Failure
	R_16	1,200	128,178	Cohesive+Adhesive
	R_17	1,400	175,000	No Failure
		Average	1,329	155,924
SLIM	S_1	1,400	175,000	No Failure
	S_2	1,400	151,349	Complete Failure
	S_3	1,000	105,180	Cohesive+Adhesive
	S_4	1,400	175,000	No Failure
	S_5	1,400	175,000	No Failure
	S_6	800	78,485	Cohesive+Adhesive
	S_7	1,400	153,704	Complete Failure
	S_8	1,000	125,647	Cohesive+Adhesive
	S_9	1,400	152,912	Cohesive+Adhesive
	S_10	800	77,041	Cohesive+Adhesive
	S_11	1,000	100,950	Cohesive+Adhesive
	S_12	600	52,804	Cohesive+Adhesive
	S_13	1,200	132,433	Cohesive+Adhesive

	S_14	1,400	147,891	Complete Failure
	S_15	800	88,499	Complete Failure
	S_16	600	74,922	Cohesive+Adhesive
	S_17	600	66,365	Complete Failure
	Average	1,071	119,598	
SLIM/SHORT	SS_1	1,400	175,000	No Failure
	SS_2	1,400	175,000	No Failure
	SS_3	1,400	175,000	No Failure
	SS_4	1,400	150,539	Cohesive Failure
	SS_5	1,400	159,855	Cohesive+Adhesive
	SS_6	1,400	175,000	No Failure
	SS_7	1,400	175,000	No Failure
	SS_8	1,400	175,000	No Failure
	SS_9	1,400	153,572	Complete Failure
	SS_10	1,400	175,000	No Failure
	SS_11	1,400	175,000	No Failure
	SS_12	1,400	175,000	No Failure
	SS_13	1,400	175,000	No Failure
	SS_14	1,400	175,000	No Failure
	SS_15	1,400	175,000	No Failure
	SS_16	1,400	175,000	No Failure
	SS_17	1,400	175,000	No Failure
	Average	1,400	171,409	

Table 2. Survival rate for each experimental group (%)

REG (control)	47
SLIM	17
SLIM/SHORT	82

Table 3. Post-hoc comparisons using Logrank test ($p < .05$, indicates statistically significant difference)			
	REG (Control)	SLIM	SLIM/SHORT
REG (Control)	X	0.0132	0.0253
SLIM		X	<0.001
SLIM/SHORT			X

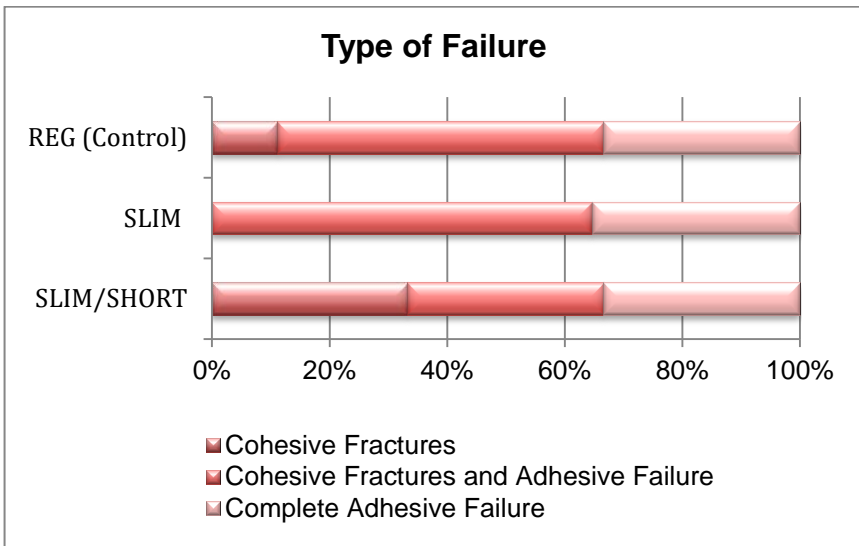


Fig. 5 – Type of failure: Cohesive, Mixed and Complete failure respectively: REG (11%, 55%, 33%); SLIM (No failure, 64%, 35%); SLIM/SHORT (33%, 33%, 33%).

DISCUSSION

The present study assessed the fatigue resistance and failure mode of new nanofilled CAD/CAM high performance polymer crowns bonded to implant titanium abutments with three different designs. The first null hypothesis is accepted because the abutment/restoration adhesive interface failed first (the abutments were intact). The second null hypothesis is rejected because the design of the metal abutment influenced on the fatigue resistance and failure mode of the assembly.

This *in vitro* simulation is paramount to the testing/screening of new materials and design before their clinical use can be recommended (Foong et al. 2013; Oderich et al. 2012). Originally, the experiment was designed for oblique loading at a 30-degree angle. However, pilot tests (n=6) systematically failed to induce fracture of the HPPC and generated 100% abutment failures instead (Figure 6. a,b,c), which stands for the extraordinary strength of the bonded HPPC. Several *in vitro* studies of implantssupported single crowns using load-to-fracture tests have reported fracture of abutments (Att et al. 2006a, 2006b).

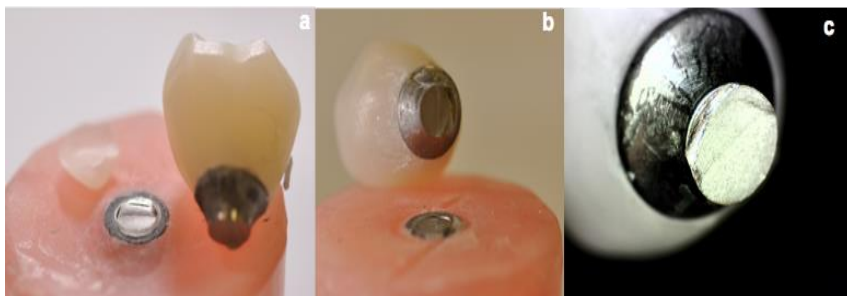


Fig. 6 - Views of the abutment showing the oblique fracture due to the fatigue force at 30° (left to right). a) Broken abutment partially internal to the implant; b) Remaining neck broken adhered with the intact HPPC; c) Photomicroscopy (10:1 magnification) showing clearly the oblique fracture.

Therefore it was decided to load the specimens axially for the experiment. This choice was also motivated by the fact that ideal occlusion implies axial loading of teeth. The loading regimen chosen for this study represents an intermediate choice between two extreme testing approaches:

load-to-failure and true fatigue tests. During their clinical service, teeth are subjected to a high number of masticatory cycles at relatively low forces. They may eventually undergo a sudden high-force impact or parafunctional load, ultimately leading to failure. Mimicking such a behavior *in vitro* would be relevant but also extremely time-consuming. At the other end of the spectrum, single load-to-failure tests yield rapid outcomes, the relevance of which can be easily questioned. The loading protocol used in this study may be called “accelerated fatigue” as it stands in-between traditional fatigue tests and load-to-failure experiments. (Andriani et al. 2010; De Boever et al. 1978; Ferrario et al. 2004).

Fatigue is described as a phenomenon in which the characteristics of materials change over time under constant conditions (Attia & Kern, 2004a, 2004b; Ohyama et al. 1999). The loads measured during chewing and swallowing are approximately 5 to 364 N. The maximum force recorded during clenching is approximately 216 to 890 N (Kelly, 1999). One might reach the range of high loads, like those presented in the final part of the test, during episodes of bruxism, trauma (high extrinsic loads), or intrinsic masticatory accidents (under chewing loads but delivered to a small area due the contact with a hard foreign body, for example) (Attia & Kern, 2004a, 2004b; Ohyama et al. 1999).

Cyclic loading, especially under wet conditions, results in the propagation of small cracks (Figure 7) that may initiate from processing-related porosities within the crowns. These cracks combine to form a growing fissure that weakens the crown (Ohyama et al. 1999; Sobrinho et al. 1998). Moreover, the fracture load of the composites crowns may also be decreased by static fatigue, a stress-dependent chemical reaction between water and surface flaws that causes the flaws to grow to a critical dimension, allowing spontaneous crack propagation (Attia & Kern, 2004; Sobrinho et al. 1998).



Fig. 7 – Survived specimen demonstrating the degradation (cracks) of the CAD/CAM crown similar to that observed *in vivo*.

Composite resin crowns, 3M/ESPE Lava Ultimate restorative is a strong, wear-resistant and highly esthetic composite resin material that provides a fast and easy-to-use alternative to glass ceramic blocks for milling CAD/CAM indirect restorations. Lava Ultimate contains approximately 80 % (by weight) nanoceramic particles bound in the resin matrix. The ceramic particles are made up of three different ceramic fillers that reinforce a highly cross-linked polymeric matrix. Thus, during load application, the composite resin crowns may demonstrate higher resiliency with more absorption of load, and consequently, the fracture load is increased. These results are in agreement with the findings of other investigators (Dalpino et al. 2002; Strub & Beschnidt, 1998).

The use of CAD/CAM technology proved to be extremely efficient to standardize the quality and morphology of the restorations. In addition, CAD/CAM materials, especially polymers, are fabricated through an industrial processes (polymerization under controlled and standardized conditions with optimized pressure and temperature parameters), hence the name “high-performance polymers”. Due to their density and homogeneity, along with their dentin-like elastic modulus, which could have contribute to the absorption of intense stresses, those materials seem to be ideal candidates to restore dental implants. Despite a much reduced flexural

strength. Compared to lithium disilicate materials, Lava Ultimate has proven to perform similarly to E.max crowns when cemented to natural teeth (Carvalho et al. 2014).

The hybrid composite Z100, used here as a luting agent, consists of a BIS-GMA and TEGDMA resin matrix with synthetic zirconia/silica particles, which compose the filler particles of the inorganic matrix. These filler particles have a broad particle size distribution ranging from 4 microns to 0.2-0.04 microns. The findings of Koupis et al (2006) show that Z100 produced the highest depth of cure and they correlated this to the fact that the co-efficient of light transmission is higher in hybrid composites than microfilled composites.

Kramer et al (2008) found that only curing distances of 6mm and greater produces considerable effects on the depth of cure and at a 12mm curing distance there was no significant curing of the composite irrespective of the type of curing device and the curing mode. Similar results were obtained by Aguiar et al (2005) where a curing distance of 8mm showed a significant decrease in composite hardness and therefore also reflecting on the depth of cure. In this study, a translucent shade was used in the cemented crown (Lava Ultimate HT A1) and Z100 as the luting agent (shade A2), with a high intensity light 1,000mw/cm². The bonding process of the restoration can be influenced by depth of cure of the composite, that can be affected by both composite- and light-related factors. Composite-related factors include shade, translucency, as well as resin filler particle size, load and distribution. Light-related factors include light intensity, spectral distribution and exposure time. The more intense the light source, more photons are accordingly available for absorption by the photosensitizers (Aguiar et al, 2005; Danesh et al., 2004; De Araújo et al. 2008; Fan et al., 2002; Jain & Pershing, 2003).

All these concepts associated with bonding the restorations have demonstrated the highest fracture resistance measured during fatigue (Behr et al. 2003, Magne & Knezevic, 2009a, 2009b; Ohlmann et al. 2008). However many studies (Ersu et al. 2009; Kern & Thompson, 1993, 1994; Marshall et al. 2010; Papadopoulos, 1999; Petridis et al. 2004; Sarafianou et al. 2008; Stawarczyk et al. 2012; Watanabe et al. 1999) demonstrate failures in the bonding when polymer crowns and metal surfaces were untreated.

The use of airborne-particle abrasion is one of the most common methods of conditioning metal and polymeric materials, which in principle

cleans and increases the surface area (Ersu et al. 2009; Marshall et al. 2010; Matinlinna et al. 2006), increasing the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns with the resin cements (Stawarczyk et al. 2012). Furthermore, it also decreases surface tension and creates a highly activated surface, favoring the wettability of the substrate by the material applied afterwards (Bertolotti, 2007; Kern & Thompson, 1993,1994).

According to Kern and Thompson (1994), this special air-abrasion system (silica coating) increases the silica content on the metal surface in the range of 17.9 to 19.5 wt%, thus favoring the bond of resin-based materials to this substrate by means of silane coupling agents.

Silanes establish a chemical bond between the resin matrix and the metal surface due their bifunctional characteristics. The non-hydrolysable organic group contains carbon-carbon double bond which can polymerize with monomers of the resin-based materials. The hydrolysable groups react with an inorganic hydroxyl-rich (-OH) surface such as silica-coated (SiO_2) metal surfaces (Almeida-júnior et al. 2010; Behr et al. 2003; Matinlinna & Vallittu, 2007; Matinlinna et al. 2007; Ohlmann et al. 2008; Piwowarczyk et al. 2004).

In general, irreparable failure types were more common than reparable ones in all groups. The first pattern was designated as mixed failure and the second pattern as complete failure. The SLIM/SHORT shows a tendency for more cohesive failures when comparing with the others groups (REG and SLIM). With the advances in adhesive technologies, small chippings or fractures could be repaired thereby prolonging service life of failed restorations both functionally and aesthetically (Özcan & Niedermeier, 2002; Özcan et al. 2005).

Results of the present study clearly indicate that a SLIM abutment will not perform as well as the other two designs tested. The axial reduction of the original abutment generated a sharp occlusal contour that seems to concentrate stresses and induce fracture. In the original abutment (REG), the decreased thickness of the crown was compensated by the underlying metal support. In the SLIM/SHORT abutment, the absence of metal support was compensated by the thickness of the crown. There are significant esthetic advantages to the SLIM/SHORT design because it allows the Lava Ultimate material to display its extreme fluorescence (Guth & Magne. in press) while masking the titanium abutment. The original Paradigm MZ100 block was not fluorescent and would appear to provide very poor masking

of the titanium abutment (Boff et al. 2014). Additional advantages of shortening the abutment include the ability to develop a more natural occlusal morphology within the crown despite limited occlusal clearances.

Recently, a new possibility of using extracted natural teeth and milling them in a CAD/CAM system has been suggested (Schlichting et al. 2014). The present study might be used as a reference for further research exploring the possibility of using natural tooth substrate (from implant extraction sites) and adapt them to implant abutments using similar bonding procedure and design as proposed in the present study.

The SLIM/SHORT abutments presented the highest survival rates, suggesting that the thickness of high performance polymers crowns promotes a more tooth-like damping behavior, resulting in a strong force absorption despite the rigidity of the fixture. The increased thickness of the crown with SLIM/SHORT abutments will also facilitate the development of esthetic and morphology of the restoration.

ACKNOWLEDGEMENTS:

The authors wish to express their gratitude to:

- CAPES Foundation Brazil (99999.000275/2014-00);
- Neodent (Curitiba, PR, Brazil) for the donation of dental implants and abutments;
- 3M ESPE (St Paul, MN) for Lava™ Ultimate blocks, Filtek Z100 composite resin and Cojet;
- Kerr (Orange, CA) for Optibond FL and Occlubrush;
- Patterson (El Segundo, CA) for Cerec 3;
- Ultradent (South Jordan, UT) for Silane;
- Heraeus Kulzer (Armonk, NY) for Palapress.

REFERENCE

- Aguiar, F.H.B., Lazzari, C.R., Lima, D.A.N.L., Ambrosano, G.M.B. & Lovadino, J.R. (2005) Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Brazilian Oral Research* **19**:302-306.
- Almeida-Júnior, A.A., Fonseca, R.G., Haneda, I.G., Abi-rached, F.O. & Adabo, G.L. (2010) Effect of Surface Treatments on the Bond Strength of a Resin Cement to Commercially Pure Titanium. *Brazilian Dental Journal* **21**:111-116.
- Andersson, B., Odman, P., Carlsson, L. & Brånemark, P.I. (1992) A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* **7**:105-111.
- Andriani, W. Jr., Suzuki, M., Bonfante, E.A., Carvalho, R.M., Silva, N.R. & Coelho, P.G. (2010) Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on implant abutments. *The Journal of Adhesive Dentistry* **12**:311-317.
- Assuncao, W.G., Delben, J.A., Tabata, L.F., Barao, V.A., Gomes, E.A. & Garcia, Jr I.R. (2012) Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dentistry* **21**:46-50.
- Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J.R. (2006a) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal Prosthetic Dentistry* **95**:111-116.
- Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J. R. (2006b) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**:380-386.
- Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S. & Kern, M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal Prosthetic Dentistry* **95**:117-123.

Attia, A. & Kern, M. (2004a) Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal Prosthetic Dentistry* **92**:551-556.

Attia, A. & Kern, M. (2004b) Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *The Journal Prosthetic Dentistry* **91**:247-252.

Becker, W. & Becker, B.E. (1995) Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *The Journal Prosthetic Dentistry* **74**:51-55.

Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R. & Handel, G. (2001) Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clinical Oral Implants Research* **12**:174-178.

Behr, M., Rosentritt, M. & Handel, G. (2003a) Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *The International Journal of Prosthodontics* **16**:239-243.

Behr, M., Rosentritt, M., Mangelkramer, M. & Handel, G. (2003b) The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns *The International Journal of Prosthodontics* **16**: 538-542.

Belser, U.C., Bernard, J.P. & Buser, D. (1996) Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *The Practical Periodontics Aesthetic Dentistry* **8**: 875-883.

Bertolotti, R.L. (2007) Adhesion to porcelain and metal. *Dental Clinics of North America* **51**:433-451.

Boff, L.L., Oderich, E., Cardoso, A.C. & Magne, P. (2014). Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom metal-composite resin premolar implant abutments. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* **29**:364-373.

Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P. & et al. (1997) Long-term evaluation of non-submerged ITI

implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research* **8**:161-172.

Carvalho, A.O., Bruzi, G., Giannini, M. & Magne, P. (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal Prosthetic Dentistry* **111**:310-317.

Cid, R.M.O., Lahr, G.J.G., Stanley, K., Siqueira, A.A.G. & Cardoso, A.C. (2015) Comparative Analysis of Screw Loosening in Titanium and Zirconia Implant-Supported Abutments-An *In vitro* Study. *EC Dental Science* **1.2**:83-89.

Dalpino, P.H., Francischone, C.E., Ishikiriama, A. & Franco, E.B. (2002) Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *The American Journal of Dentistry* **15**:389-394.

Danesh, G., Davis, H., Reinhardt, K.J. & Schafer, E. (2004) Polymerization characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *The Journal of Dentistry* **32**: 479-488.

De Araujo, C.S., Schein, M.T., Zanchi, C.H., Rodrigues, S.A. & Demarco, F.F. (2008) Composite resin microhardness: The influence of light curing method, composite shade and depth of cure. *The Journal of Contemporary Dental Practice* **9**:1-9.

De Boever, J.A., McCall, W.D. Jr., Holden, S. & Ash, M.M. Jr. (1978) Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **40**:326-333.

De Boever, A.L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G. & De Boever, J.A. (2006) Prosthetic complications in fixed endosseous implant-bone reconstructions after an observations period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**:833-839.

Donovan, T., Simonsen, R.J., Guertin, G. & Tucker, R.V. (2004) Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service

from 1 to 52 years. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **16**:194-204.

El-Mowafy, O. & Brochu, J. F. (2002) Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations - a literature review. *Journal of the Canadian Dental Association* **68**:233-237.

Ersu, B., Yuzugullu, B., Ruya Yazici, A. & Canay, S. (2009) Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry* **37**:848-856.

Fan, P.L., Schumacher, R.M., Azzolin, K., Geary, R. & Eichmiller, F.C. (2002) Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *Journal of the American Dental Association* **133**:429-434.

Ferrario, V.F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C. & Tartaglia, G.M. (2004) Single tooth bite forces in healthy young adults. *The Journal of Oral Rehabilitation* **31**:18-22.

Foong, J.K., Judge, R.B., Palamara, J.E. & Swain, M.V. (2013) Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of Dentistry* **109**:304-312.

Guth, J.F. & Magne, P. Optical properties integration of ceramic and high performance polymer CAD/CAM-fabricated inlays from ceramic and high performance polymers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, in press

Haas, R., Mensdorff-Pouilly, N., Mailath, G. & Watzek, G. (1995) Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **73**:274-279.

Haas, R., Polak, C., Fürhauser, R., Mailath-Pokorny, G., Dörtbudak, O. & Watzek, G. (2002) A long-term follow-up of 76 Brånemark single-tooth implants. *Clinical Oral Implants Research* **13**:38-43.

Jain, P. & Pershing, A. (2003) Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *Journal of the American Dental Association* **134**:1215-1223.

Kassem, A.S., Atta, O. & El-Mowafy, O. (2012) Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of prosthodontics* **21**: 28-32.

Kelly, J.R. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **81**:652-661.

Kern, M. & Thompson, V.P. (1993) Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Material* **9**:155-161.

Kern, M. & Thompson, V.P. (1994) Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *Journal Dentistry* **22**:300-306.

Koupis, N.S., Martens, L.C. & Verbeeck, R.M.H. (2006) Relative curing degree of polyacid-modified and conventional resin composites determined by surface Knoop hardness. *Dental Materials* **22**:1045-1050.

Kramer, N., Lohbauer, U., Garcia-Godoy, F. & Frankenberger, R. (2008) Light curing of resin- based composites in the LED era. *American Journal of Dentistry* **21**:135-142.

Kunzelmann, K.H., Jelen, B., Mehl, A. & Hickel, R. (2001) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry* **4**:171-184.

Levin, L., Laviv, A. & Schwartz-Arad, D. (2006) Long-term success of implants replacing a single molar. *Journal of Periodontology* **77**:1528-1532.

Magne, P., Magne, M. & Jovanovic, S.A. (2008) An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-

retained custom abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **99**:2-7.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009a) Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence International* **40**:729-737.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009b) Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International* **40**:125-133.

Magne, P. & Knezevic, A. (2009c) Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental Materials* **25**:1264-1268.

Magne, P. & Schlichting, L.H. (2010) An in vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **104**:149-157.

Magne, P., Paranhos, M.P., Burnett, L.H. Jr., Magne, M. & Belser, U.C. (2011a) Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for Type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research* **22**:195-200.

Magne, P., Oderich, E., Boff, L.L. Cardoso, A.C. & Belser, U.C. (2011b) Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutment restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research*. **22**:1-7.

Magne, P., Silva, M., Oderich, E., Boff, L. L. & Enciso, R. (2013) Damping behavior of implant-supported restorations. *Clinical Oral Implants Research* **24**:143-148.

Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P. & Marshall, G.W. (2010) A review of adhesion science. *Dental Materials* **26**:11-16.

Matinlinna, J.P. & Vallittu, P.K. (2007) Silane based concepts on bonding

resin composite to metals. *The Journal of Contemporary Dental Practice* **8**:1-8.

Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J. & Vallittu, P.K. (2006) The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dental Material* **23**:1173-1180.

Nakamura, T., Imanishi, A., Kashima, H., Ohyama, T. & Ishigaki, S. (2001) Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *The International Journal of Prosthodontics* **14**:401-405.

Oderich, E., Boff, L.L., Cardoso, A.C. & Magne, P. (2012) Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research* **23**:1360-1368.

Ohyama, T., Yoshinari, M. & Oda, Y. (1999) Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics* **12**:28-37.

Ohlmann, B., Gruber, R., Eickemeyer, G. & Rammelsberg, P. (2008) Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **100**:211-219.

Özcan, M. & Niedermeier, W. (2002) Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International Journal of Prosthodontics* **15**:299-302.

Özcan, M., Alander, P., Vallittu, P.K., Huysmans, M.C. & Kalk, W. (2005) Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **16**:21-27.

Papadopoulos, T., Tsetsekou, A. & Eliades, G. (1999) Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **7**:15-21.

Petridis, H., Garefis, P., Hirayama, H., Kafantaris, N.M. & Koidis, P.T.

(2004) Bonding indirect resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. *The International Journal Prosthodontics* **17**:77-82.

Piwowarczyk, A., Lauer, H.C. & Sorensen, J.A. (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **92**:265-273.

Sakoguchi, K., Minami, H., Suzuki, S. & Tanaka, T. (2013) Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. *Dental Materials Journal*. **32**:433-440.

Sarafianou, A., Seimenis, I., Papadopoulos, T. (2008) Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry* **99**:377-387

Schlichting, L.H., Schlichting, K.K., Stanley, K., Magne, M. & Magne P. (2014) An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **111**:107-115.

Searson, L. & Meredith, N. (1997) The role of implants in restorative dentistry: prosthesis design and aesthetic considerations. *Dental Update* **24**:388-390.

Sobrinho, L.C., Cattell, M.J., Glover, R.H. & Knowles, J.C. (1998) Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics* **11**:255-262.

Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M. & Hämmerle, C. (2012) Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements *The Journal of Prosthetic Dentistry* **107**:94-101.

Strub, J.R. & Beschnidt, S.M. (1998) Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics*

11:602-609.

Zarone, F., Sorrentino, R., Traini, T., Di Iorio, D. & Caputi, S. (2007) Fracture resistance of implant-supported screw versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental Materials* **23**:296-301.

Watanabe, i., Kurtz, K.S., Kabcenell, J.L. & Okabe, T. (1999) Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**:462-467.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA-JÚNIOR, A.A.; FONSECA, R.G.; HANEDA, I.G.; ABIRACHED, F.O.; ADABO, G.L. Effect of Surface Treatments on the Bond Strength of a Resin Cement to Commercially Pure Titanium. **Brazilian Dental Journal**, v.21, p.111-116, 2010.

ATTAR, N.; TAM, L.E.; MCCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.89, p.127-134, 2003.

AVIVI-ARBER, L. & ZARB, G.A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.11, p.311-321, 1996.

BARATIERI, L.N. *et al.* **Odontologia Restauradora - Fundamentos e Possibilidades**. São Paulo: Santos, 2001. p.739.

BATHIAS, C. There is no infinite fatigue life in metallic materials. **Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures**, v.22, p.559-565, 1999.

BERTOLOTTI, R.L. Adhesion to porcelain and metal. **Dental Clinics of North America**, v.51, p.433-51, 2007.

BEHNEKE, A.; BEHNEKE, N.; D'HOEDT, B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow-up report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.15, p.633-645, 2000.

BINON, P. Implants and components. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.15, p.76-94, 2000.

BOTTINO, M.A.; GIANNINI, V.; MIYASHITA, E. *et al.* **Estética em reabilitação oral: "Metal Free"**. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p.496.

CALLAN, D.P. & COBB, C.M. Excess cement and peri-implant disease.

Journal of Implant and Advanced Clinical Dentistry, v.5, p.11-18, 2003.

CARVALHO, A.O.; BRUZI, G.; GIANNINI, M.; MAGNE, P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.111, p.310-317, 2014.

ÇİFTÇİ, Y. & CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.15, p.571-582, 2000.

CHEE, W. Cemented vs. screw-retained implant prosthesis: Which is better? [Current issues forum]. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.14, p.137-138, 1999.

CHEN, C.; TRINDADE, F.Z.; DE JAGER, N.; KLEVERLAAN, C.J.; FEILZER, A.J. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. **Dental Material**, v.30, p.954-962, 2014.

COBB, D.S.; VARGAS, M.A.; FRIDRICH, T.A.; BOUSCHLICHER, M.R. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. **Operative Dentistry**, v.25, p.427-433, 2000.

CORAY, R.; ZELTNER, M.; ÖZCAN, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. **Journal of the Mechanical of Behavior of Biomedical Materials**, v.62, p.333-346, 2016.

COELHO, P.G.; SILVA, N.R.; BONFANTE, E.A.; GUESS, P.C.; REKOW, E.D.; THOMPSON, V.P. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. **Dental Material**, v.25, p.1122-1127, 2009.

DELONG, R. & DOUGLAS, W.H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **Journal of Dental Research**, v.62, p.32-36, 1983.

FASBINDER, D.J.; DENNISON, J.B.; HEYS, D.R.; LAMPE, K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. **The Journal of the American Dental Association**, v.136, p.1714-1723, 2005.

FAWZY, A.S. & EL-ASKARY, F.S. Effect acidic and alkaline/heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. **Journal Dentistry**, v.37, p.255-263, 2009.

FORBERGER, N. & GÖHRING, T.N. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.100, p.264-273, 2008.

FRISCH, E.; RATKA-KRÜGER, P.; WEIGL, P.; WOELBER, J. Minimizing excess cement in implant-supported fixed restorations using an extraoral replica technique: a prospective 1-year study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.30, p.1355-1361, 2015.

GOES, M. F. de. **Cimentos resinosos**. Sao Paulo: Artes Médicas, 1998. p.169-175.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.81, p.537-552, 1999.

HÄMMERLE, C.H.; WAGNER, D.; BRÄGGER, U.; LUSSI, A.; KARAYIANNIS, A.; JOSS, A.; LANG, N.P. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. **Clinical Oral Implants Research**, v.6, p.83-90, 1995.

HANSSON, O. & MOBERG, L.E. Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. **Scandinavian Journal of Dental Research**, v.101, p.243-251, 1993.

HEBEL, K.S. & GAJJAR, R.C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.77, p.28-35, 1997.

JACQUES, L.B. **Avaliação da resistência de união a dentina, microinfiltração, adaptação marginal, microdureza e microestrutura de peças metálicas obtidas por fundição convencional e por eletrodeposição de ouro** [Teses de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de USP; 2003.

KERN, M. & THOMPSON, V.P. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. **Dental Material**, v.9, p.155-161, 1993.

KERN, M. & THOMPSON, V.P. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. **Journal Dentistry**, v.22, p.300-306, 1994.

KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.88, p.604-610, 2002.

KOK, P.; KLEVERLAAN, C.J.; JAGER N.; KUIJS, R.; FEILZER, A.J. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.114, p.59-66, 2015.

LAUTENSCHLAGER, E.P. & MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **International Dental Journal**, v.43, p.245-253, 1993.

LEVINE, R.A.; CLEM, D.S.I.I.I.; WILSON, T.G.; HIGGIN-BOTTOM, F.; SAUNDERS, S.L. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.12, p.237-242, 1997.

LIN, C.L.; CHANG, Y.H.; PAI, C.A. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. **Journal of Endodontics**, v.35, p.1391-1395, 2009.

LIN, C.L.; CHANG, Y.H.; CHANG, C.Y.; PAI, C.A.; HUANG, S.F. Finite

element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. **European Journal Oral Sciences**, v.118, p.87-93, 2010.

LIN, C.L.; CHANG, Y.H.; PAI, C.A. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. **Dental Material**, v.27, p.431-438, 2011.

LIN, C.L.; CHANG, Y.H.; HSIEH, S.K.; CHANG, W.J. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design computer-aided manufacturing ceramic restorations. **Journal of Endodontics**, v.39, p.375-379, 2013.

LINKEVICIUS, T.; PUISYS, A.; VINDASIUTE, E.; LINKEVICIENE, L.; APSE, P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. **Clinical Oral Implant Research**, v.24, p.1179-1184, 2013.

LINKEVICIUS, T., VINDASIUTE, E., PUISYS, A., PECIULIENE, V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. **Clinical Oral Implant Research**, v.22, p.1379-1384, 2011.

MAGNE, P.; SILVA, M.; ODERICH, E.; BOFF L.L.; ENCISO R. Damping behavior of implant-supported restorations. **Clinical Oral Implant Research**, v.24, p.143-148, 2013.

MAGNE, P.; CARVALHO, A.O.; BRUZI, G.; ANDERSON, R.E.; MAIA, H.P.; GIANNINI, M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. **Operative Dentistry**, v.39, p.595-602, 2014.

MATINLINNA, J.P. & VALLITTU P.K. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v.8, p.1-8, 2007.

MATINLINNA, J.P.; LASSILA, L.V.J.; VALLITTU, P.K. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. **Dental Material**, v.23, p.1173-1180, 2007.

MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implant–abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.15, p.519-526, 2000.

MUKAI, M.; FUKUI, H.; HASEGAWA, J. Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.74, p.151-155, 1995.

NORTON, M.R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint design. **Clinical Oral Implants Research**, v.8, p.290-298, 1997.

NORTON, M.R. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.83, p.567-571, 2000a.

OZCAN, M.; PFEIFFER, P.; NERGIZ, I. A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. **Quintessence International**, v.29, p.713-724, 1998.

PAPADOPOULOS, T.; TSETSEKOU, A.; ELIADES, G. Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, v.7, p.15-21, 1999.

PETRIDIS, H.; GAREFIS, P.; HIRAYAMA, H.; KAFANTARIS, N.M.; KOIDIS, P.T. Bonding indirect resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. **The International Journal Prosthodontics**, v.17, p.77-82, 2004.

PIWOWARCZYK, A. & LAUER, H.C. Mechanical properties of luting

cements after water storage. **Operative Dentistry**, v.28, p.535-542, 2003.

RANGERT, B.; KROGH, P.H.J.; LANGER, B.; VAN ROEKEL, N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.10, p.326-334, 1995.

ROCCA, G.T. & KREJCI, I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. **European Journal Esthetic Dentistry**, v.8, p.156-179, 2013.

SARAFIANOU, A.; SEIMENIS, I.; PAPADOPOULOS, T. Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.99, p.377-387, 2008.

SCHINDLER, H.J.; STENGEL, E.; SPIESS, W.E. Feedback control during mastication of solid food textures- a clinical-experimental study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.80, p.330-336, 1998.

SCHNEIDER, R.; GOES, M.F.; HENRIQUES, G.E.P.; CHAN, D.C.N. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. **Dental Material**, v.23, p.81-87, 2007.

SCHWARZ, M.S. Mechanical complications of dental implants. **Clinical Oral Implant Research**, v.1, p.156-158, 2000.

SHAPO, C.A. & LAHEY, B.J. Crestal bone loss and the consequences of retained excess cement around dental implants. **Compendium of continuing education in dentistry**, v.33, p.94-112, 2012.

SILVA, N.R.; COELHO, P.G.; FERNANDES, C.A.; NAVARRO, J.M.; DIAS, R.A.; THOMPSON, V.P. Reliability of one-piece ceramic implant. **Journal Biomedical Materials Research part B Applied Biomaterials**, v.88, p.419-426, 2009.

STEPHENS, R.I. & FUCHS, H.O. **Metal Fatigue in Engineering** (Second ed.). John Wiley & Sons, Inc. 2001, p. 69.

TAIRA, Y.; MATSUMURA, H.; YOSHIDA, K.; TANAKA, T.; ATSUTA, M. Influence of surface oxidation of titanium on adhesion. **Journal of Dentistry**, v.26, p.69-73, 1998.

TAWIL, G.; ABOUJAOUDE, N.; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.21, p.275-282, 2006.

TORCATO, L.B.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; FALCÓN-ANTENUCCI, R.M.; BATISTA, V.E.S.; LOPES, L.F.T.P. Effect of the Parafunctional Occlusal Loading and Crown Height on Stress Distribution. **Brazilian Dental Journal**, v.25, p.554-560, 2014.

TSUCHIMOTO, Y.; YOSHIDA, Y.; TAKEUCHI, M.; MINE, A.; YATANI, H.; TAGAWA, Y. *et al.* Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. **Dental Material**, v.22, p.545-552, 2006.

VAIDYANATHAN, J. & VAIDYANATHAN, T.K. Flexural creep deformation and recovery in dental composites. **Journal of Dentistry**, v.29, p.545-551, 2001.

VAN DEN BOGAERDE, L.; PEDRETTI, G.; DELLACASA, P.; MOZZATI, M.; RANGERT, B. Early function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles using Branemark system machined-surface implants: an 18-month prospective clinical multicenter study. **Clinical Implant Dentistry Related Research**, v.5, p.21-27, 2003.

YOSHIDA, K.; TAIRA, Y.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metals. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.69, p.357-362, 1993.

WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence International**, v.27, p.401-408, 1996.

WATANABE, I.; KURTZ, K.S.; KABCENELL, J.L.; OKABE, T. Effect

of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.82, p.462-467, 1999.

WEBER, H.P.; KIM, D.M.; NG, M.W.; HWANG, J.W.; FIORELLINI, J.P. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: A multi-center, 3-year prospective study. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, p.375-379, 2006.

WILSON, T.G. Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: A prospective clinical endoscopic study. **Journal of Periodontology**, v.80, p.1388-1392, 2009.

ZANETTI, FELTRIN, INOUE et al. **Apostila de aprendizado dos preparos dentários e roteiro de aulas teóricas de Prótese Parcial Fixa**. Universidade Camilo Castelo Branco, Campinas, São Paulo, 2001.

ANEXO

ILUSTRAÇÃO DA METODOLOGIA APLICADA

PROJETO DO *DESIGN* DOS PILARES E COROAS HPPC

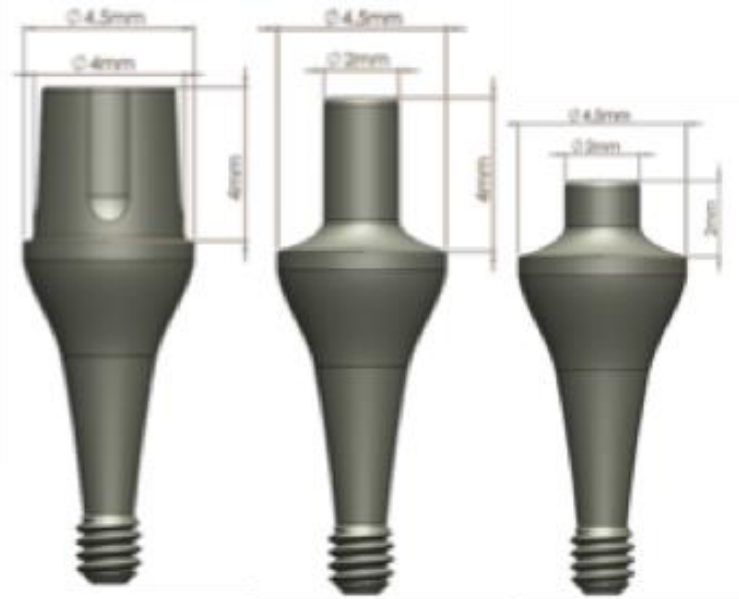
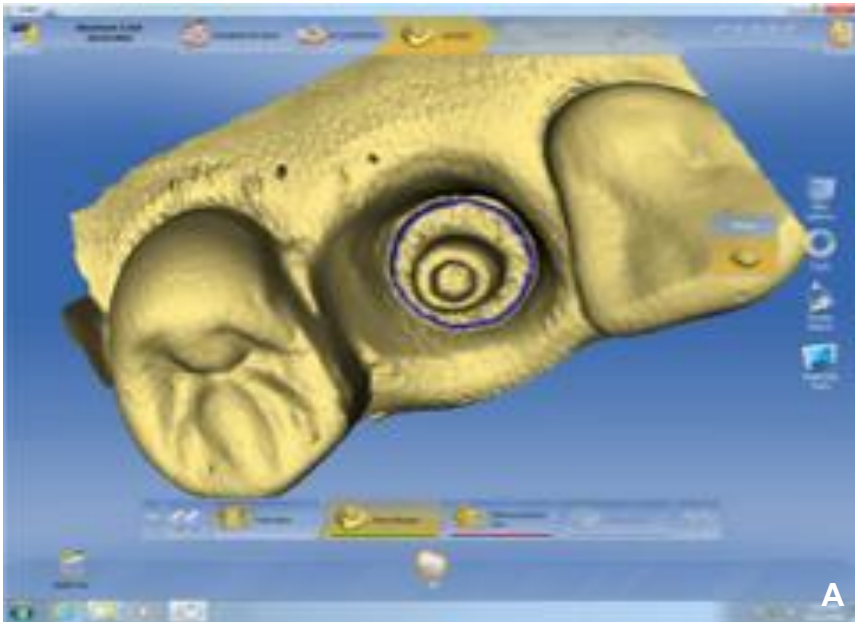


Figura 1 – Projeto dos grupos (n=17) segundo o *design* dos pilares: REG (controle); SLIM; SLIM/SHORT.



Figura 2 – Modelo de gesso realizado como guia para o escaneamento dos pilares e desenho das coroas HPPC em pré-molares.



A

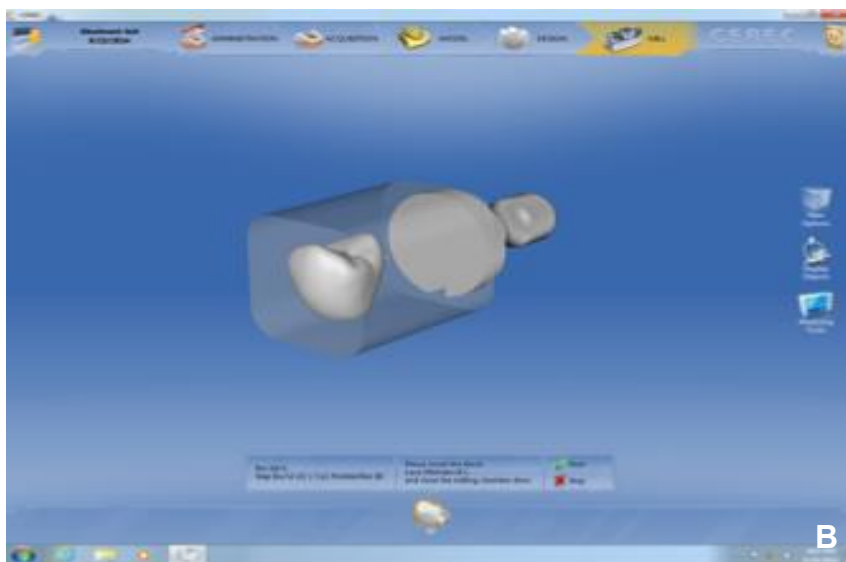


Figura 3 – A) Escaneamento dos pilares e desenho das HPPC utilizando o sistema CEREC; B) HPPC com seu desenho virtual finalizado e pronto para usinagem.

PREPARO DO PILAR



Figura 4 – Preparo dos pilares feito por um único operador calibrado.

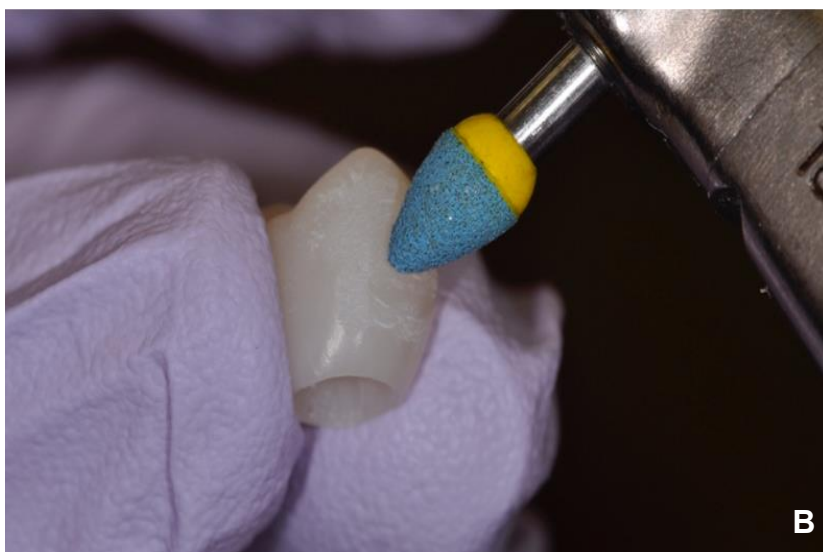
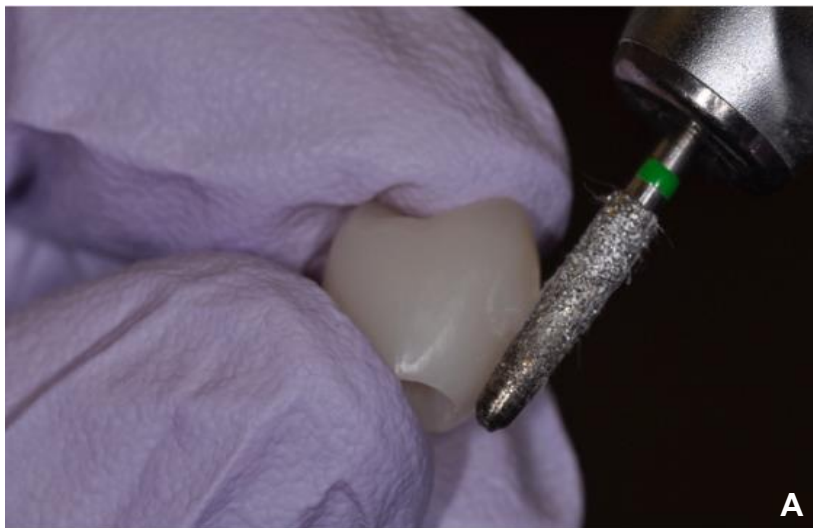


Figura 5 – Pilares preparados e divididos por grupos (n=17): REG (controle); SLIM; SLIM/SHORT.



Figura 6 – Aspecto de um pilar SLIM/SHORT após seu preparo finalizado.

ACABAMENTO DAS COROAS



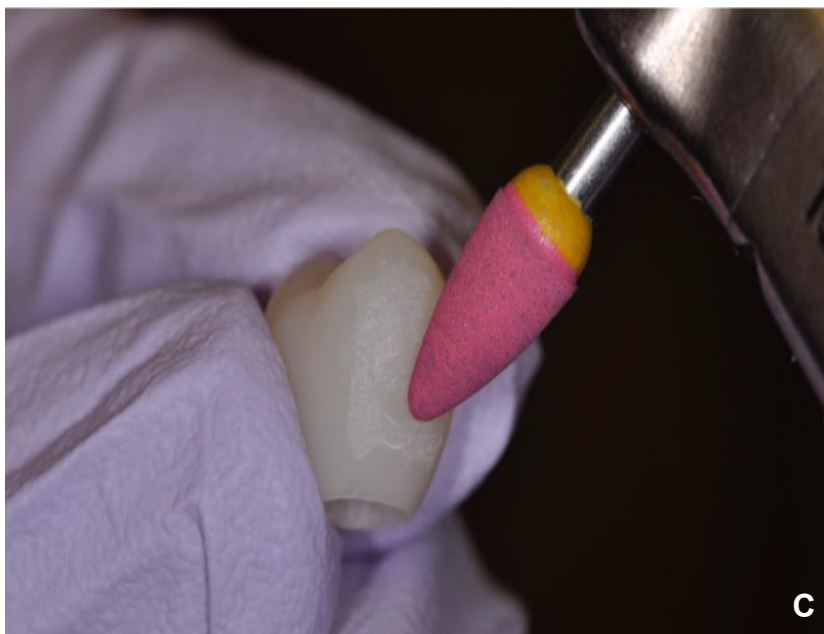


Figura 7 – A) Remoção do Sprue; B e C) Acabamento e polimento das coroas HPPC.

SEQUÊNCIA DE CIMENTAÇÃO

Figura 8 – Jateamento com Al_2O_3 modificada por sílica $27\mu\text{m}$ a 0.2MPa por 10s a uma distância de 10mm (Coroa e Pilar).

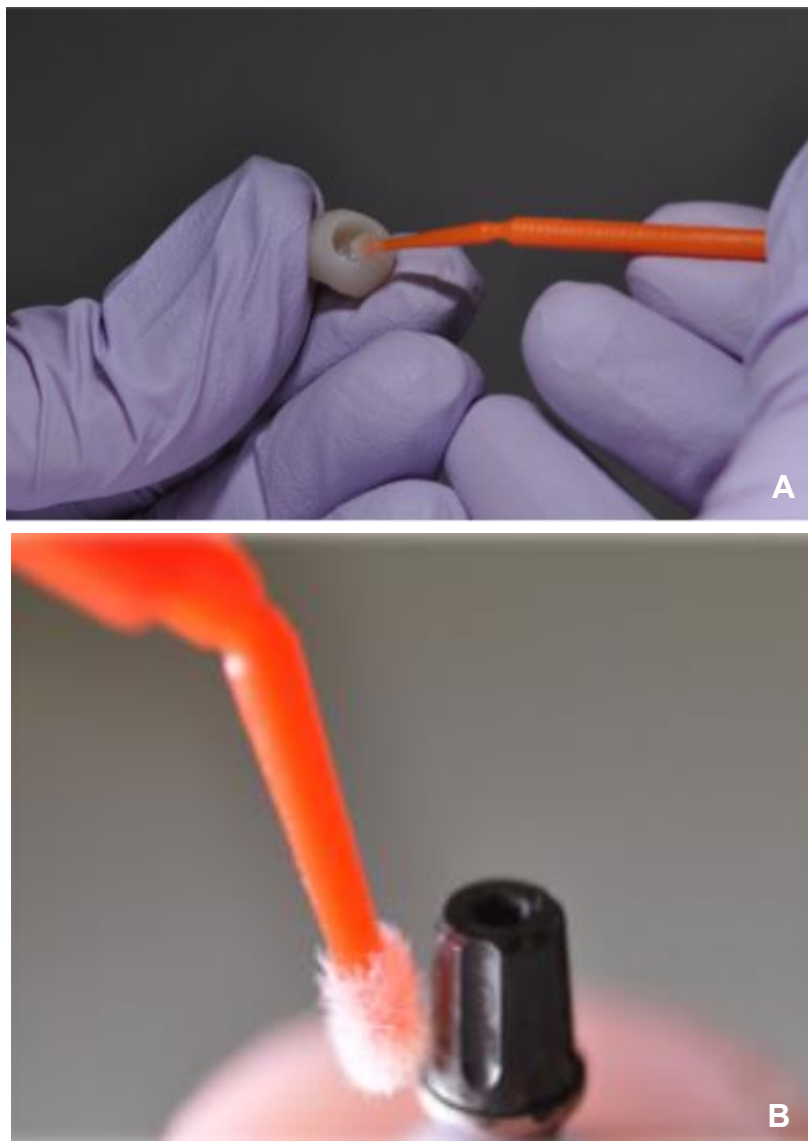


Figura 9 – Aplicação do silano por 20s e secagem a 212F por 1min (Coroa e Pilar).

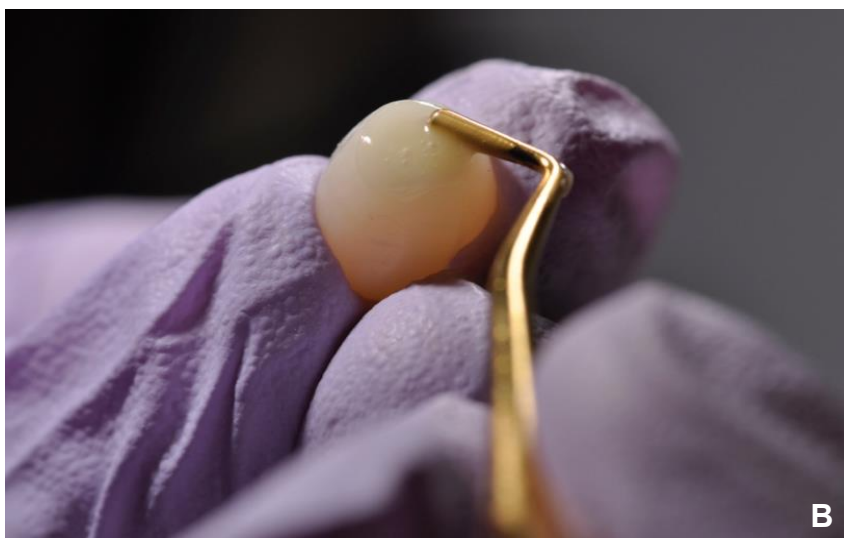


Figura 10 – A) Aplicação do adesivo; B) Cimentação com resina composta restauradora pré-aquecida por 5 min.

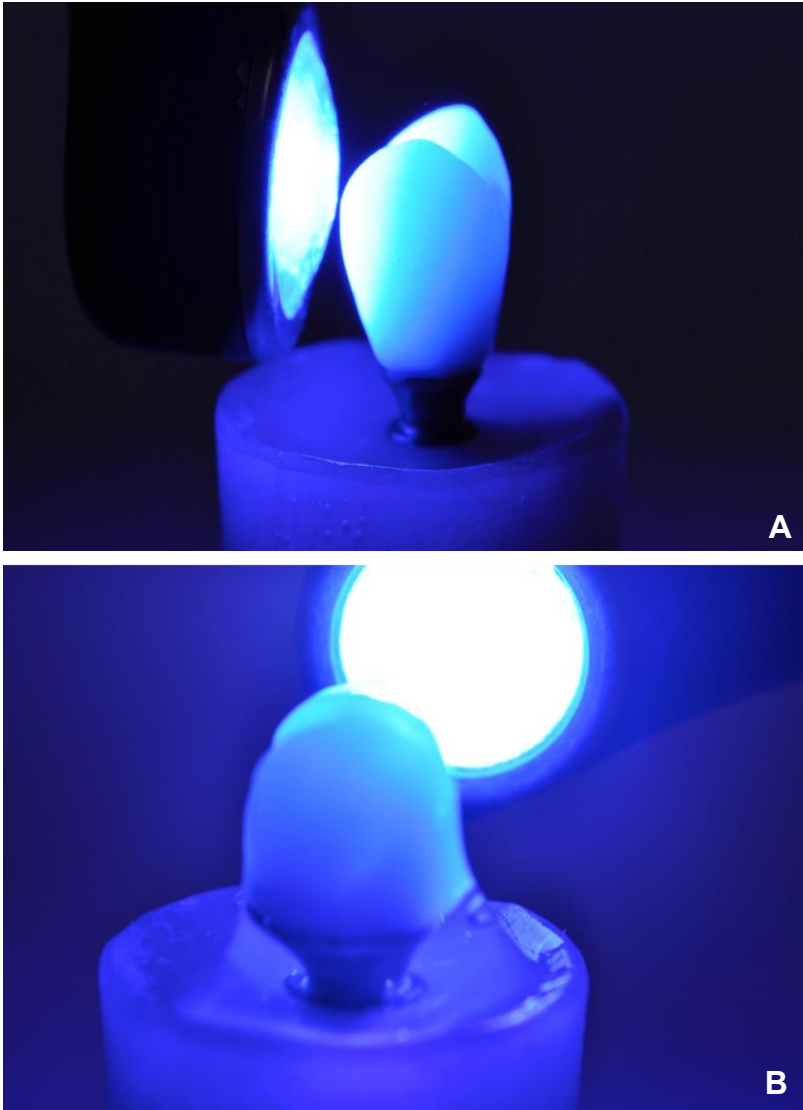


Figura 11 – A) Fotopolimerização das superfícies (V-L/M-D) por 60s; B) Barreira de oxigénio com glicerina gel e polimerização de 10s adicionais por superfície.



Figura 12 – Polimento final das coroas HPPC.

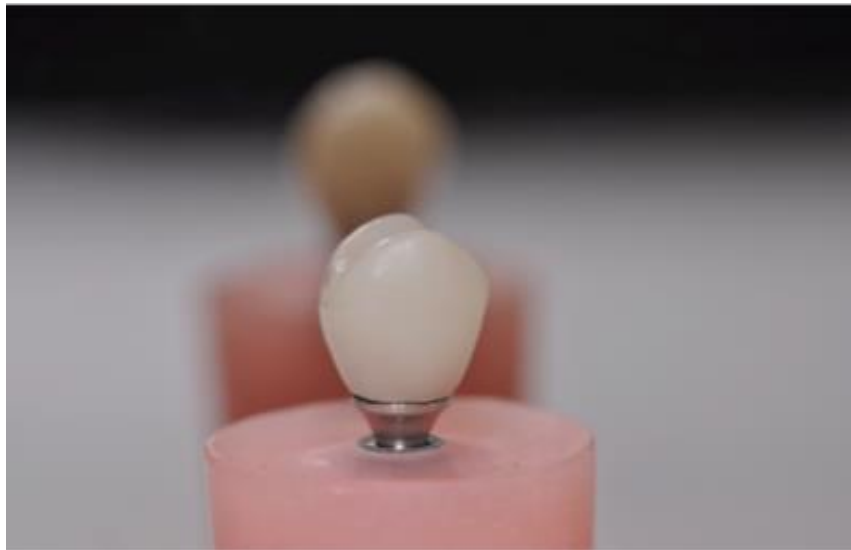


Figura 13 – Coroa de HPPC cimentada e polida.

TESTE DE FADIGA

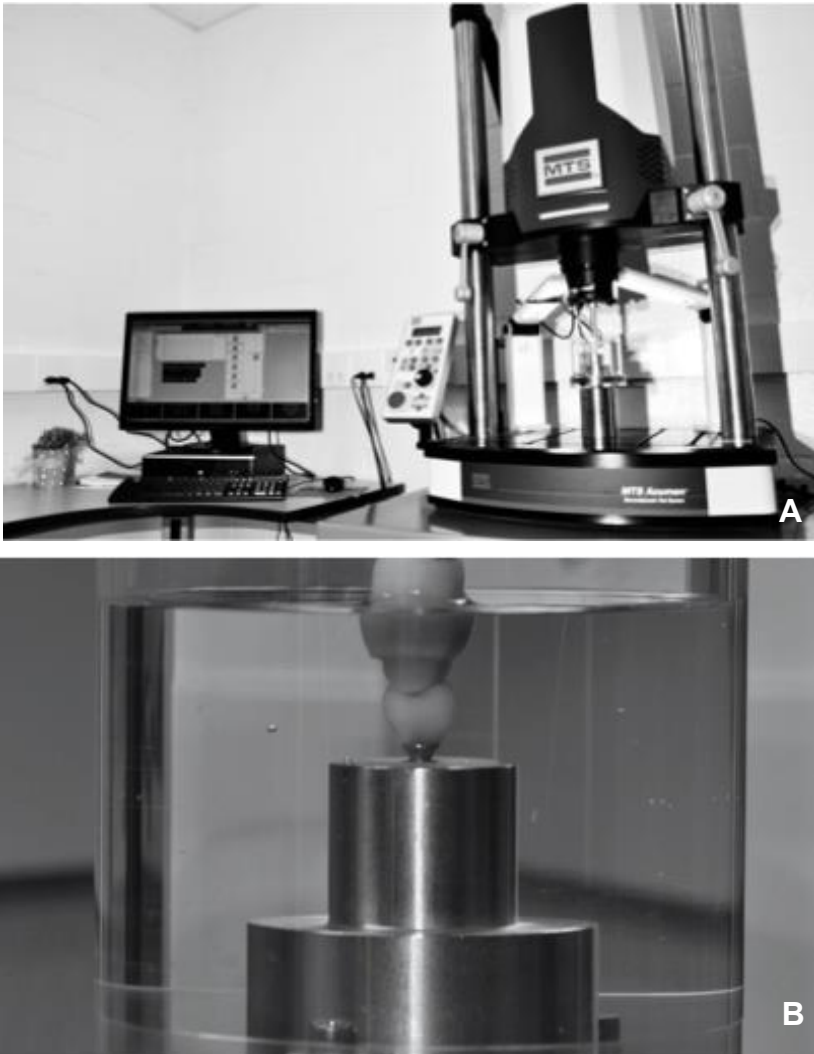


Figura 14 – Sistema de teste eletrodinâmico MTS Acumen™ Test Systems utilizado para simulação de forças mastigatórias aplicada através de um antagonista cilíndrico de resina composta de 7 mm de diâmetro, câmara de carga preenchida com água destilada para submergir a amostra durante o ensaio.



Figura 15 – Facetas de desgastes e trincas observadas em amostras sobreviventes.



Figura 16 – Pilar fraturado durante testes pilotos com cargas obliquas aplicadas em 30 graus.

FOTOMICROSCOPIA

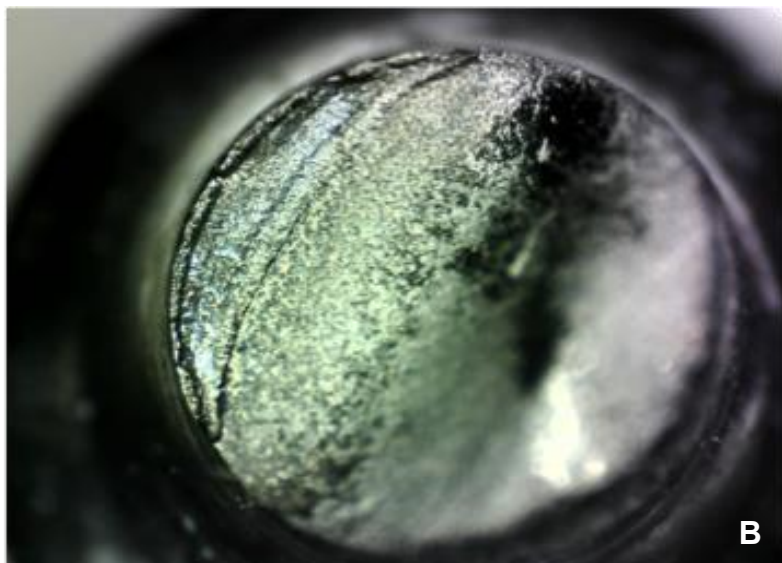


Figura 17 – Fotomicroscopia de pilares fraturados durante testes pilotos através da aplicação de cargas obliquas.