

Elí Jair Rodríguez Ivich

**Resistência à fadiga de próteses cimentadas-parafusadas
de incisivos em resina composta e dissilicato de lítio obtidos por CAD/CAM
sobre pilares de titânio longos e curtos.**

Tese de Doutorado

**FLORIANÓPOLIS
2019**

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

Ivich, Elí Jair Rodríguez

Resistência à fadiga de próteses cimentadas parafusadas de incisivos em resina composta e dissilicato de lítio obtidos por CAD/CAM sobre

pilares de titânio longos e curtos / Elí Jair Rodríguez

Ivich ; orientador, Bruno Henriques, 2019. 96 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Teste de Fadiga. 3. CAD/CAM. I. Henriques, Bruno . II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Elí Jair Rodríguez Ivich

Resistência à fadiga de próteses cimentadas-parafusadas de incisivos em resina composta e dissilicato de lítio obtidos por CAD/CAM sobre pilares de titânio longos e curtos.

Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do Título de Doutor e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Florianópolis, 29 de Abril de 2019.

Prof. Elena Riet Correa Rivero , Dr.
Coordenadora

Banca Examinadora:

Prof. Bruno Alexandre Pacheco de Castro Henriques, Dr.
(Orientador)

Prof. Antônio Carlos Cardoso, Dr.

Prof. Luiz Narciso Baratieri, Dr

Prof. Marco Aurélio Bianchini, Dr.

Prof. Fabio Luiz Andretti, Dr.

Com carinho, dedico esta dissertação,

A meu Deus Jesuscristo seja toda a honra e a glória pelo que ele tem feito em mim.

Aos meus amados pais, **Manuel e Paty**, pelo imenso amor, dedicação e humildade, por me apoiar incondicionalmente e acreditar em minhas escolhas, permitindo que meus sonhos se tornem realidade e pelo exemplo de força para superar todos os obstáculos.

Aos meus dois irmãos, **Hussein e Haziell**, amigos de todas as horas e circunstâncias, pelo companheirismo e pela felicidade de tê-los ao meu lado.

Vocês são parte deste trabalho, amo vocês!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso**, obrigado por fazer diferença nesta etapa da minha vida, por se tornar mais do que um orientador, um pai, um grande exemplo não somente na área odontológica, mas também na área pessoal e espiritual. Não tenho palavras para agradecer.

Ao **Prof. Dr. Pascal Magne**, obrigado pelo seu grande exemplo de buscar a excelência sempre, não somente na odontologia mas, em todos os aspectos da vida. Agradeço também pela sua ajuda e orientação durante o doutorado mas sobre tudo, pela valiosíssima amizade.

Ao **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri**, obrigado pelo exemplo de persistência e incessante busca pela excelência, pelo grande apoio e por ser parte crucial no meu desenvolvimento como profissional, e por me ajudar a ser estudante deste posgrado.

Ao **Prof. Dr. Bruno Henriques**, obrigado por ter aceitado ser meu orientador e sempre estar a disposição, e por me incentivar a apresentar este trabalho com excelência.

Aos meus queridos amigos e colegas do mestrado e doutorado, **Abraão Moratelli Prado, Daniel Suárez Rodríguez, Juan Felipe Dumes Montero, Joaquín López e Artur Wanderley**, obrigado pela parceria, vocês se tornaram meus irmãos.

Aos meus queridos amigos, **Alberto Sierra Rosales, Blanca Nieves, Fabio Cameracanna, Michel Magne, e Mehrdad Razagy** obrigado pela sua valiosíssima amizade e apoio incondicional.

A minha querida amiga **Elvira** obrigado por sua valiosíssima ajuda e disposição para revisar com detalhe este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marco Aurélio Bianchini**, obrigado por ter acreditado no meu trabalho.

Ao **Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini**, obrigado pelo incentivo constante à pesquisa, pelo seu exemplo de grande orador que nos motiva.

Ao **Prof. Dr. César Augusto Benfatti**, obrigado pelo desejo de melhorar o programa de implantologia em todas as áreas.

Sem vocês este trabalho não seria possível, por sempre grato!!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Santa Catarina e ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pela oportunidade de aprendizado e contribuição para a minha formação profissional.

À empresa Implasil, pela contribuição com os materiais necessários ao trabalho.

A todos que, de maneira direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho, muito obrigado!!!

*“Tal conhecimento é
maravilhoso
demais para mim;
elevado é, não o posso
atingir.”
Salmos 139:6*

RODRIGUEZ-IVICH, E.J. **Resistência à fadiga de próteses cimentadas-parafusadas de incisivos em resina composta e dissilicato de lítio obtidos por CAD/CAM sobre pilares de titânio longos e curtos.** Tese (Doutorado em Odontologia- Área de Concentração: Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fadiga e o modo de falha de coroas CAD/CAM em resina composta e dissilicato de lítio cimentadas sobre pilares de titânio longos e curtos. Foram confeccionadas 60 coroas sobre implante CAD/CAM com dissilicato de lítio (Ivoclar E.max CAD) e resina composta (Shofu Block HC). As coroas de incisivos centrais foram cimentadas a um pilar de titânio pré-fabricado de 6 mm de altura (grupos Emax6 e Shofu6, n = 15) e a um pilar modificado de 4 mm de altura (Emax4 e Shofu4, n = 15). A superfície interna da restauração foi condicionada de acordo com o material e cimentada aos pilares / bases de titânio (jateadas e silanizadas) usando cimento de dupla polimerização (Variolink Esthetic DC). Todas as coroas foram então aparafusadas a um implante (Implacil De Bortoli) e submetidas a carga isométrica cíclica (5Hz) na borda incisal ao longo do eixo do implante, iniciando com 25N por 1.700 ciclos, seguido de aumento incremental de 25N a cada 1.700 ciclos. As amostras foram carregadas até à fratura. Os grupos foram comparados usando a análise de sobrevivência de Kaplan-Meier (teste de Logrank, $p = 0,05$). A média dos ciclos de sobrevivência foram significativamente diferentes, com Emax6 e Emax4 a sobreviverem a uma média de 48.448 ciclos (carga média de 809N) e 43.727 ciclos (carga média de 734N), respectivamente, e os grupos Shofu6 e Shofu4 a sobreviverem a 44.324 ciclos (carga média de 739N) e 37.620 ciclos (carga média de 641N), respectivamente. O teste *post hoc* com $p = 0,05$ (sem correção de Bonferonni) mostrou resistência à fadiga semelhante para os grupos Emax6, Emax4 e Shofu6. O grupo Shofu4 exibiu uma resistência estatisticamente menor que todos os outros três grupos ($p < 0,03$).

Todas as restaurações sobreviveram a cargas significativamente acima dos limites fisiológicos ($> 600N$). As coroas de dissilicato de lítio sobre implantes podem ser cimentadas em pilares de titânio longos ou curtos, entretanto, é recomendado cimentar coroas de resina composta em pilares de titânio longos.

Palavras-chave: Fadiga, Fratura, CAD / CAM, Resina composta, Dissilicato de lítio, Monolítico, Aparafusado.

RODRIGUEZ-IVICH, J.R. Accelerated fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and lithium disilicate BSRC with long and short titanium bases. Theses (PHD Degree in Dentistry) – Post-Graduate Program in Dentistry, Federal University of Santa Catarina – Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin and lithium disilicate bonded-screw-retained incisor crowns with long and short titanium bases. 60 CAD/CAM implant restorations were fabricated using lithium disilicate (Ivoclar E.max CAD) and composite resin (Shofu Block HC). The central incisor crowns were bonded to a prefabricated titanium abutment of 6-mm height (groups Emax6 and Shofu6, n=15) or a modified abutment of 4-mm height (Emax4 and Shofu4, n=15). The intaglio surface of the restorations were conditioned specifically according to the material and bonded to the titanium abutments/bases (air-abraded with Cojet and silanated) using dual-cure cement (Variolink Esthetic DC). All assembled crowns were then screwed to an implant (Implacil De Bortoli) and subjected to cyclic isometric loading (5Hz) at the incisal edge along the implant axis, starting with 25N for 1,700 cycles and followed by 25N incremental increase every 1,700 cycles. Samples were loaded until fractured. The groups were compared using the Kaplan-Meier survival analysis (Logrank test at $p=.05$). Mean survived cycles were significantly different, with Emax6 and Emax4 at 48,448X (809N mean load) and 43,727X (734N mean load), respectively, Shofu6 and Shofu4 at 44,124X (739N mean load) and 37,620X (641N mean load), respectively. Post hoc tests at $p=.05$ (no Bonferroni correction) showed similar fatigue resistance for Emax6, Emax4 and Shofu6. Shofu4 appeared less resistant than all three other groups ($p<.03$). All restorations survived loads significantly above physiologic limits ($>600\text{N}$). Lithium disilicate screw-retained incisor crowns can be used with long and short titanium bases while it is recommended to keep a long titanium base for screw-retained composite resin crowns.

Key-Words: Fatigue, Fracture, CAD/CAM, Composite resin, Lithium disilicate, Monolithic, Screw-retained.

Lista de Figuras

Figura 1: Caso clínico da PACP no incisivo central esquerdo e incisivo lateral direito combinado com facetas de porcelana nos dentes remanescentes. A vista detalhada mostra a coroa e o pilar pré-usinado antes da montagem extra-oral e da entrega do PACP do incisivo lateral após a montagem do adesivo. O mesmo material, dissilicato de lítio, foi usado para as facetas de porcelana e BSRC.

Figura 2: Coroa de incisivo retida por parafuso ligado projetada para estudo. A montagem adesiva da base e da coroa de titânio precede a fixação por parafuso. Observe um pequeno buraco de acesso na fossa lingual.

Figura 3: a) Pilares de titânio universais. b) Modificação da base de titânio. c) Bases longas e curtas.

Figura 4: Posicionamento clinicamente relevante do implante utilizando o molde de dentição natural.

Figura 5: a) Visão vestibular, incisal e transversal do incisivo central virtualmente projetado na versão 4.3 do software Cerec 4. b) Fresamento de coroas de dissilicato e resina composta.

Figura 6: Visão vestibular, mesial, lingual e distal do BSRC experimental antes do fechamento do orifício de fixação com resina composta.

Figura 7: a) Bases de titânio sujeitas a abrasão de partículas no ar com sistema cojet; b) Bases em banho ultrassônico; c) Secando; d) Aplicação de silano; e) Bases de titânio após secagem a 100 °C; f) Aplicação de resina adesiva em bases de titânio; g) Ataque com ácido fluorídrico de coroas de dissilicato de lítio; h) Abrasão por ar da coroa de resina composta com sistema cojet; i) Coroas em banho de ultra-som; j) Aplicação de silano na superfície de encaixe de coroas; k) Coroas após secagem a 100°C; l) Aplicação de resina adesiva na superfície de encaixe das coroas; m,n) Cimento resinoso dual aplicado a coroas e montagem; o) polimerização com luz e bloqueio de ar com gel de glicerina.

Figura 8: Sistema de teste com câmara de carga para teste submerso e visão detalhada da carga de amostra antes da imersão. Observe o contato de toda a borda incisal com o atuador (cilindro de resina composta plano).

Figura 9: Espécimes deformados sendo sobreposicionados sobre espécime intacto.

Figura 10: Medição da deformação dos pilares.

Figura 11: Curvas de sobrevivência de resistência à fadiga de Kaplan-Meier para todos os grupos, considerando o número de ciclos até a falha.

Figura 12: Diagrama de Blox Plot apresentando o número mediano de ciclos até a falha (linha horizontal preta em negrito), os valores mínimo e máximo ('t' linhas verticais ou bigodes) e o intervalo interquartil (caixa azul).

Figura 13: Bases longas de titânio (esquerda) com deformação permanente aparente após carregamento/fratura. Base de titânio (direita) aparentemente intacta e curta após o carregamento/fratura.

Figura 14: Emax PACP com fratura bucolingual típica e superfície da base de titânio limpa (superior). Shofu PACP com fratura mesiodistal típica e cimento resinoso remanescente nas bases de titânio (parte inferior).

Figura 15: Teste de Kruskal-Wallis mostrando diferença significativa.

Figure 16: Cenário clínico: PACP foi montado intraoralmente em posição ideal, depois desparafusado para remoção de excessos de resina composta e acabamento extra-oral.

Lista de Tabelas

Tabela 1: Divisão dos Grupos.

Tabela 2: Passos para a montagem da PACP.

Tabela 3: Distribuição dos vários tipos de falha.

Tabela 4: Teste post-hoc.

Lista de Abreviaturas e Siglas

PACP - Prótese Adesiva Cimentada-Parafusada.

MPa - Megapascal.

PTFE - Poli (tetrafluoro-etileno).

CAD - Desenho Assistido por Computador.

CAM - Fabricação Assistida por Computadora.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	27
2. REVISÃO DE LITERATURA	30
2.1. <i>Histórico</i>	<i>30</i>
2.2. <i>Pilares.....</i>	<i>31</i>
2.3. <i>Pilares personalizados.....</i>	<i>31</i>
2.4. <i>Próteses implanto-suportadas.....</i>	<i>33</i>
2.5. <i>Próteses Aparafusadas.....</i>	<i>34</i>
2.6. <i>Próteses Cimentadas.....</i>	<i>34</i>
2.7. <i>Próteses Cimentada-Parafusadas.....</i>	<i>35</i>
2.8. <i>Adesão.....</i>	<i>36</i>
2.9. <i>Cimentos Resinosos e Tratamento de Superfície</i>	<i>37</i>
2.10. <i>Agente de Acoplamento.....</i>	<i>39</i>
2.11. <i>Tecnologia CAD/CAM.....</i>	<i>40</i>
2.12. <i>Materiais Restauradores.....</i>	<i>40</i>
2.13. <i>Dissilicato de Litio.....</i>	<i>41</i>
2.14. <i>Resina Composta</i>	<i>42</i>
2.15. <i>Blocos CAD/CAM.....</i>	<i>43</i>
2.16. <i>Testes de Fadiga</i>	<i>44</i>
2.17. <i>Forças Oclusais</i>	<i>45</i>
3. OBJETIVOS	46
3.1. <i>Objetivo Geral</i>	<i>46</i>
3.2. <i>Objetivos Específicos</i>	<i>46</i>
4. HIPÓTESE	47
5. MATERIAIS E MÉTODOS	48
5.1. <i>Amostra.....</i>	<i>48</i>
5.2. <i>Preparação da amostra</i>	<i>48</i>
5.3. <i>Escaneamento e fresamento das coroas.....</i>	<i>48</i>
5.4. <i>Cimentação das coroas.....</i>	<i>50</i>
5.5. <i>Teste de Fadiga.....</i>	<i>52</i>
5.6. <i>Análise da deformação dos pilares após fadiga</i>	<i>53</i>
5.7. <i>Superposição dos pilares</i>	<i>53</i>
6. RESULTADOS.....	54

6.1.	<i>Resistência à fadiga</i>	54
6.2.	<i>Análise de deformação dos pilares</i>	58
7.	DISCUSSÃO	59
8.	CONCLUSÕES	63
9.	REFERÊNCIAS	64
10.	ANEXO	81
10.1.	<i>Article in English</i>	81

1. INTRODUÇÃO

Próteses aparafusadas e cimentadas são consideradas as abordagens tradicionais para restaurações de implantes anteriores (Chee W. & Jivraj S. 1998). Devido ao seu simples manuseio clínico, instalação, reversibilidade, manutenção e possibilidade de reparo, as próteses aparafusadas constituem a preferência dos autores. A abordagem aparafusada foi primeiramente utilizada em 1988 por Lewis et al. na forma do pilar “UCLA”, um pilar de fundição de ouro que pode ser coberto com porcelana feldspática. No entanto, o encaixe no implante pode ser prejudicado devido ao processo de fabricação e personalização do pilar, especialmente ao fundi-lo, razão pela qual o pilar pré-usinado/pré-fabricado deve ser sempre preferido (Byrne D. et al., 1998). No entanto, mesmo os componentes pré-usinados ainda podem se deformar devido à personalização por procedimento de fundição ou ciclo de queima de porcelana, e esses componentes modificados não se mostraram mais precisos do que os fundidos (De Mori R. et al., 2014). Evitar sujeitar um componente pré-usinado à deformação resultará em ajuste máximo e um menor microgap entre o pilar e o implante. Microgaps podem estar associados a complicações, tanto biológicas (peri-implantite) como mecânicas (fraturas de parafuso e afrouxamento) (Binon PP. & Mc.Hugh MJ 1996).

Em 1992, McGlumphy et al. introduziu a ideia de cimentar extra-oralmente uma coroa de porcelana fundida em metal (PFM) a um pilar retido por parafuso pré-usinado. A coroa do PFM foi deixada aberta lingualmente para fornecer acesso para a fixação do parafuso. Naquela época, a vantagem era combinar a versatilidade de restaurações cimentadas e a instalação simples e reversibilidade da restauração aparafusada, como enfatizado novamente em 2005 por Sadan et al. Não foram necessários componentes de implantes personalizados e o pilar pré-usinado foi preservado intacto. Além disso, o orifício de acesso para o parafuso de fixação pode ser consideravelmente menor (apenas o tamanho da chave de fenda), pois o parafuso pode permanecer com o suporte. Atualmente, os materiais e técnicas de CAD/CAM podem ser usados para replicar essa abordagem. Blocos oclos especiais com suas correspondentes bases de titânio estão disponíveis para facilitar o processo. No entanto, também é possível modificar os pilares de estoque pré-fabricados ou até mesmo os cilindros provisórios de titânio e usá-los como uma base a ser escaneada, e confeccionados com uma restauração fresada através da colagem em vez da cimentação (Magne P. et al., 2011). Esta versão moderna da restauração combinada cimentada e aparafusada de McGlumphy pode ser chamada de Prótese Adesiva Cimentada-Parafusada CAD/CAM (PACP) (**Figura 1**).



Figura 1: Caso clínico da PACP no incisivo central esquerdo e incisivo lateral direito combinado com facetas de porcelana nos dentes remanescentes. A vista detalhada mostra a coroa e o pilar pré-usinado antes da montagem extra-oral e da entrega do PACP do incisivo lateral após a montagem do adesivo. O mesmo material, dissilicato de lítio, foi usado para as facetas de porcelana e BSRC. Fonte: Autor.

Essa abordagem difere da abordagem moderna de CAD/CAM (blocos vazados e as bases de titânio correspondentes) pois a PACP pode ser fabricada com componentes muito mais econômicos, como pilares pré-usinado (universal) e blocos CAD/CAM comuns. Também é mais versátil porque a PACP pode ser usada com qualquer tipo de material ou sistema, abrindo possibilidades para o uso de sistemas de implantes mais acessíveis (**Figura 2**).



Figura 2: Coroa de incisivo retida por parafuso ligado projetada para estudo. A montagem adesiva da base e da coroa de titânio precede a entrega por fixação por parafuso. Observe um pequeno orifício de acesso na fossa lingual. Fonte: Autor.

Quando combinadas com técnicas adesivas, conjuntos sofisticados de bilaminários histo-anatômicos de materiais do tipo dentina e do tipo esmalte, podem ser produzidos e ainda fornecidos com abordagem aparafusada usando o conceito PACP (Molina I. et al., 2017). A maneira mais simples de fabricar uma PACP anterior, no entanto, é combinar uma coroa CAD/CAM monolítica com um pilar de titânio padrão. O pilar pode ser encurtado, se necessário, para ganhar espaço linguo-incisal ou para melhorar o resultado estético. Os materiais cerâmicos são geralmente explorado como material de coroa, mas nas últimas décadas, uma abordagem alternativa surgiu na forma de blocos CAD/CAM de resina composta. O mercado de blocos de resina composta está se desenvolvendo de forma constante, oferecendo excelentes propriedades estéticas translúcidas, como suas concorrentes, as cerâmicas. Além de sua facilidade de uso, as resinas compostas de esmalte antiaderente também são fresadas mais rapidamente e com mais precisão (especialmente com margens finas) do que as cerâmicas (Tsitrou EA. & van Noort R. 2008) e induzirão menos desgaste aos instrumentos de fresamento. Os materiais à base de polímeros também oferecem propriedades mecânicas únicas, incluindo um comportamento de amortecimento semelhante ao dente, que pode compensar a ausência de rigidez do ligamento periodontal e da fixação inerente às

restaurações suportadas por implantes (Magne P. et al., 2013). Coroas compostas indiretas (com camada manual, não CAD/CAM) exibiram resistência à fratura semelhante a das coroas PFM, mesmo após o teste de fadiga nos pilares dos implantes (Adriani W et al., 2010). Assim, seus equivalentes modernos, CAD/CAD, blocos de resina composta e de dissilicato de lítio, representam excelentes candidatos a serem testados entre si e combinados à PACP como uma prótese sobre implante unitária de incisivos centrais superiores.

O objetivo deste estudo *in vitro* é avaliar a resistência à fadiga acelerada de PACP de incisivo feito por CAD/CAM de resina composta ou dissilicato de lítio cimentadas sobre dois diferentes tamanhos de pilares de titânio.

A primeira hipótese afirma que a PACP feito de resina composta resistirá à fadiga de uma maneira comparável à feita de dissilicato de lítio. A segunda hipótese afirma que a PACP não será diferente no modo de resistência à fadiga ou falha ao usar o pilar original de 6 mm de altura em comparação com o pilar modificado de 4 mm de altura.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Histórico

A longa história de uso de implante osseointegrado na restauração de dentes ausentes produz uma grande variedade de opções de tratamento com base em um número crescente de implantes dentários. Os tratamentos protéticos implanto-suportados mostraram sucesso previsível para o tratamento em pacientes totalmente edêntulos (Adell R et al, 1990; Visser A et al, 2006), parcialmente edêntulos (Attard NJ e Zarb GA 2003; Ozkan Y et al 2007) e para substituir um dente unitário (Engquist B et al 1995, Henry et al 1996, Andersson B et al 1998, Junt RE et al, 2008). Durante um período de acompanhamento de 5 anos, observou-se um maior sucesso para restaurações de implante unitário em comparação com a outra opção de tratamento, que substituiu os dentes faltantes individuais por próteses parciais fixas (Salinas TJ & Eckert SE 2007).

Em odontologia, a restauração de dentes ausentes pode ser obtida utilizando-se diferentes modalidades de tratamento. Em particular, as restaurações em zonas estéticas são um grande desafio para o clínico. Há uma variedade de opções restauradoras, que variam desde o uso de uma resina adesiva a cerâmica, ou ao uso de próteses sobre implantes (Creugers et al., 1992; Van Heumen et al., 2009). Na maioria das vezes, as próteses fixas tradicionais exigem um preparo das estruturas dentais que resultam em perda de tecidos sadios. Desta forma, os implantes osseointegrados têm sido indicados para a reposição de dentes, e sua eficácia clínica e longevidade também têm sido bem documentadas na literatura (Romeo et al., 2004; Salinas TJ & Eckert

SE 2007). No entanto, vários estudos têm demonstrado considerável incidência de complicações associadas com próteses implantossuportadas, tais como, a perda ou fratura de parafusos ou pilar e fraturas ou trincas em peças cerâmicas (Gunne et al., 1999; Kreissl et al., 2007; Pjetursson et al., 2012; Mangano et al., 2013).

2.2. Pilares

Geralmente, pilares de implantes são fabricados em titânio comercialmente puro e em liga, em função de sua biocompatibilidade (Pjetursson et al. 2008). Estudos clínicos demonstram excelentes taxas de sobrevivência para reconstruções fixas sobre pilares de titânio (Kreissl et al., 2007). No entanto, a restauração de um implante dentário em zona estética pode ser um grande desafio, especialmente se o pilar metálico ficar visível ou mostrar-se através dos tecidos moles. Este é um problema comum quando os implantes estão posicionados muito próximos do osso vestibular (Evans et al., 2008), principalmente para pacientes com um biótipo gengival fino ou com uma reabsorção da crista óssea ao redor dos implantes dentários. Além disso, quando a estética exige a seleção de materiais cerâmicos, uma coroa com luminosidade baixa pode apresentar dificuldades para mascarar um pilar metálico (Adell et al., 1981; Buser et al., 1997). Pilares de titânio apresentam boas propriedades mecânicas, capazes de suportar carga à longo prazo (Adell et al., 1981; Aboushelib & Salameh, 2009; Winkler et al., 2003). No entanto, quando usados em algumas situações clínicas, os pilares de titânio podem gerar uma área azulada ou acinzentada próxima aos tecidos moles (Tan & Dunnell, 2004; Brodbeck, 2003), o que pode comprometer o resultado estético, se eles forem associados com coroas cerâmicas. Algumas estratégias estão disponíveis para superar esses problemas, incluindo pilares de ouro e pilares de alumina (Sailer et al., 2009) ou zircônia (Aramouni et al., 2008).

2.3. 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 et al., 1996).

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 justificáveis para a escolha da prótese cimentada (Avivi-Arber & Zarb 1996; Behnke et al., 2000; Chee 1999; Hebel & Gajjar 1997). Todavia, em pacientes com histórico 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 subgengival 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 et al., 1998; Linkevicius et al., 2011; Linkevicius et al., 2013; Shapoff & 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 et al., 1996).

Pilares de titânio têm sido considerados fundamentais para a longevidade das reconstruções implanto-suportadas em todas as regiões dos maxilares, demonstrado em estudos clínicos suas excelentes taxas de sobrevivência (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 metálicos. Comparando ambos os materiais, os metais apresentam altas taxas de sobrevivência devido às excelentes propriedades físicas dos mesmos (Lautenschlager & Monaghan, 1993), além de serem dúcteis, o que aumenta sua tolerância a pequenos defeitos ou trincas. Cerâmicas, em contraste são materiais frágeis, não suportam às forças de tração ou defeitos de superfície e fissuras. Insucessos ocorrem quando as forças de tração excedem os limites determinados pela tenacidade à fratura (Lin et al., 2011).

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, 2000; Rangert et al., 1995; Schwarz et al., 2000).

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

2.4. Próteses implanto-suportadas

A fabricação de uma prótese suportada por implantes inclui muitos processos clínicos e laboratoriais e uma série de decisões relacionadas ao uso de componentes de implantes, materiais, entre outros. No presente, a reabilitação de implantes unitários pode ser realizada através de uma restauração cimentada ou aparafusada. Ambos foram introduzidos no final da década de 1980 e no início dos anos 90, ambos são aceitáveis, e ambos têm vantagens e desvantagens particulares (Hebel KS & Gajjar RC 1997). Em algum momento durante a fase de planejamento do tratamento, a retenção da coroa do implante é tipicamente determinada pela preferência do clínico (Chee W & Jivraj S 2006; Michalakix KX et al., 2003).

Sabe-se que as restaurações suportadas por implantes são, geralmente, aparafusadas diretamente ao implante ou cimentadas no pilar aparafusado ao implante (Chee & Jivraj, 2006). No entanto, em casos onde os espaços interdental, interoclusal e vestibulo-lingual são limitados, como na região anterior da mandíbula, o orifício de acesso ao parafuso acaba coincidindo com a face incisal do dente, comprometendo a estética. Uma técnica inovadora para casos de espaço limitado consiste na confecção de um pilar customizado metalocerâmico não-rententivo, restaurado adesivamente com uma faceta (Magne et al., 2008). Desta forma, a utilização de um pilar customizado em zircônia tornaria a técnica menos trabalhosa, com menor custo e com um resultado estético apropriado, facilitando o trabalho conjunto do protético e do dentista. Porém, uma das grandes limitações em relação à zircônia é sua indicação para preparos e pilares de implantes não retentivos devido à dificuldade de utilizar um protocolo adesivo de cimentação. (Butz et al., 2005; Lee & Kelly, 2009).

Em relação às próteses, a realização desta restauração indistinguível também deve incluir a facilidade de entrega e deve equilibrar o projeto simples

e o gerenciamento clínico. Esse requisito pode parecer simples, mas os projetos contemporâneos e a facilidade de tratamento clínico são difíceis de combinar. Um fator que deve ser considerado ao decidir sobre o método de retenção é a reversibilidade (Gultekin P et al., 2013). É importante ter acesso ao parafuso de fixação que retém o pilar. Por vários motivos, os parafusos de retenção do pilar podem afrouxar, o que exige a separação da restauração do pilar para apertar este parafuso.

2.5. Próteses Aparafusadas

As próteses aparafusadas nos implantes têm as vantagens de recuperabilidade previsível; requer uma quantidade mínima de espaço interoclusal; e são mais fáceis de remover quando são necessárias manutenção de higiene, reparos ou intervenções cirúrgicas. As próteses sobre implantes aparafusadas requerem uma colocação precisa e protéticamente guiada do implante devido à posição do orifício de acesso ao parafuso. O processo de fabricação de próteses aparafusadas é mais sensível à técnica e mais exigente quando comparado às próteses cimentadas (Michalakis KX et al., 2003)

Em resumo, as vantagens das próteses aparafusadas são facilidade de confecção, reversibilidade, recuperabilidade e manutenção.

O afrouxamento do parafuso do pilar é uma complicação protética desafiadora em restaurações cimentadas e pode prejudicar a confiança do paciente, causar desconforto mastigatório e resultar em fratura de parafuso (Cavazos E & Bell FA 1996). Os fatores que afetam essa conexão foram identificados e incluem desajuste dos componentes, aperto inadequado, carregamento excessivo, assentamento dos parafusos e design de parafusos inadequado. (Binon PP 1996, 1996)

2.6. Próteses Cimentadas

No caso de restaurações cimentadas, diferentes tipos de vantagens foram descritos na literatura científica (Covey et al., 2000). Eles têm uma boa aparência estética devido à ausência do orifício oclusal (Hebel KS & Gajjar RC 1997, Weininger B et al., 2008). Um ajuste passivo correto pode ser obtido com essas restaurações, porque as camadas do agente de cimentação compensam o desajuste entre o pilar e as restaurações. Além disso, as restaurações cimentadas parecem ter uma melhor resistência à fratura da cerâmica do que as restaurações aparafusadas (Torrado et al., 2004, Al-Omari et al., 2010). Apesar dos benefícios das próteses cimentadas, suas desvantagens incluem a irretratabilidade, a dificuldade de remover o excedente de cimento no sulco subjacente e a falta de retenção com um pequeno pilar em áreas com insuficiente espaço interoclusal (Chee W et al., 1999).

Precisamos de um espaço protético adequado e, em vários casos, podemos ter dificuldades na remoção das próteses (Pow EH et al., 2000). Em

um esforço para a simplicidade, uma possível remoção dessas coroas cimentadas, o uso de cimento temporário foi proposto para a cimentação (Heinenmann et al 2006). No entanto, vários estudos revelaram (Palmer RM 2000, Chaar MS 2011, Schwarz S et al., 2012) que os agentes temporários de cimentação, como agentes de poliuretano, obtiveram resultados de retenção semelhantes, como o cimento permanente, como, por exemplo, o cimento de fosfato de zinco em dente único restaurações suportadas por implantes, de modo que em muitos casos é necessário destruir toda a restauração, quando a remoção da coroa é necessária. Além disso, após o processo de cimentação, o excesso de remoção do agente de cimentação utilizado pode ser difícil e a presença de cimento residual pode ser um fator de risco de mucosite e peri-implantite (Wilson TG jr 2009). Vários estudos (Wilson TG jr 2009, Shapoff CA e Lahey BJ 2012, Gapski R 2008, Webber HP et al., 2006) relataram diferentes complicações biológicas, como inflamação peri-implantar, inchaço dos tecidos moles, sangramento e perda de osso crestal com esses tipos de próteses.

Foi relatada uma peri-implantite induzida por cimento associada a restaurações com remanescentes de cimento. "Essa cementite ou peri-implantite é acompanhada por uma perda desfavorável de osso marginal e representa um problema comum associado às restaurações cimentadas (Wilson TG jr 2009). Poucas semanas após a colocação da restauração cimentada, podem estar presentes sinais clínicos (Pauletto et al., 1999). A remoção incompleta de cimento pode levar a inflamação gengival, inchaço do tecido, dor, hemorragia ou exsudação na sondagem, resultando na reabsorção do osso crestal adjacente (Dumbrigue et al., 2002). A resposta gengival, porém, sempre foi a mais favorável quando nenhum cimento foi usado (Singer A & Seraty V 1996).

2.7. Próteses Cimentada-Parafusadas

Próteses implanto-suportadas aparafusadas e cimentadas é um novo conceito para um sistema restaurador de implantes e incorpora as vantagens das abordagens de retenção de parafusos e cimento. Um design alternativo, conhecido como "a coroa do implante combinado", foi sugerido. (McGlumphy et al 1992; Rajan & Gunaseelan 2004; Uludag e Celik 2006). Para este projeto, a coroa definitiva é cimentada ao pilar do implante. O excesso de cimento é facilmente removido extraoralmente, e o conjunto cimentado pode ser aparafusado no implante através de um canal de acesso na restauração, que depois é fechado por resina composta. Este recurso de design combina as vantagens oferecidas pela restauração retida por parafuso e a restauração com retenção cimentada.

Quando as coroas únicas de cerâmica metálica foram cimentadas sobre os pilares do implante e comparadas com as que contêm canais de acesso por parafuso, vários estudos relataram que o canal de acesso enfraqueceu a porcelana (Torrado E et al 2004, Zarone F et al, 2007; Al-Omari WM 2010). Além disso, ocorreu mais lascas de porcelana com próteses dentárias fixas

quando os canais de passagem estavam presentes em comparação com as próteses com superfícies oclusais intactas (Karl M, 2007). Bompolaki et al. (2015), relataram que a preparação do acesso reduziu significativamente a resistência à fratura das restaurações de dissilicato de lítio. Uma série de estudos abordou a resistência à fratura de restaurações de cerâmica (Noguera LB, 2016, Baladhandayutham B 2015, Zandparsa R & Albosefi A 2015)

2.8. 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 LB et al., 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 passivadora de óxidos nessas ligas (Jacques, 2003).

O protocolo utilizado durante muitos anos foi o de cimentar restaurações metalo-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 A & Lauer HC, 2003).

Em 2006 Magne e colaboradores basearam-se na hipótese de que a presença de um elemento resiliente (como a resina composta), tanto para a confecção do pilar como da restauração, poderia ter um efeito benéfico no alívio da tensão (Brunski JB, 1992). Empregando a mesma metodologia de estudos anteriores, Magne et al. (2008) realizaram um estudo onde a hipótese testada foi se a interface adesiva entre o pilar e a restauração apresentaria falhas antes do pilar propriamente dito. Foram confeccionados pilares em zircônia para 24 implantes. Com um sistema CAD-CAM (CEREC 3, Sirona, Alemanha), o desenho do pilar foi realizado simulando um preparo para facetas tipo III. As restaurações foram confeccionadas em cerâmica (Vita Mark II, Vita Zahnfabrick, Alemanha) ou resina composta (Paradigm MZ100, 3M ESPE, EUA).

A superfície interna das restaurações foram condicionadas com ácido fluorídrico e silanizadas (Mark II, Vita Zahnfabrick, Alemanha) ou jatedas e silanizadas (Paradigm MZ100; 3M/ESPE, EUA). O protocolo para a cimentação das facetas (n=24) incluiu um primer de zircônia (Z-Prime Plus,

Bisco, EUA), resina adesiva (Optibond FL, Kerr, EUA) e resina composta pré-aquecida (Filtek Z100, 3M ESPE, EUA). A frequência cíclica isométrica foi de 5Hz, começando com uma carga de 40N, seguido por etapas de 80, 120, 160, 200, 240 e 280N (com um máximo de 20.000 ciclos em cada fase). As amostras foram carregadas até a fratura ou no máximo 140.000 ciclos. O resultado deste trabalho não revelou diferença estatisticamente significativa ($p=0,18$) com relação à resistência à fadiga entre os materiais restauradores (cerâmica x resina composta). Também foi possível observar que as restaurações em resina composta apresentaram uma maior porcentagem de fraturas com possibilidade de reparo. O pilar e a interface adesiva entre o pilar e a restauração mantiveram-se intactos.

2.9. Cimentos Resinosos e Tratamento de Superfície

Os cimentos resinosos são classificados em: auto-polimerizados (reação química), fotopolimerizados (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 MF et al., 1998). Nas resinas compostas 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 MF et al., 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 às resinas quimicamente ativadas (Góes MF et al., 1998).

Os cimentos resinosos têm a sua composição similar às 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 MF et al., 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 monômeros 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 mm, 120 mm, 250 mm, entre outros. Embora existam estudos (Hansson & Moberg, 1993; Kern & Thompson, 1993; Mukai et al., 1995; Papadopoulos et al., 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 monômeros 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).

2.10. 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 (SiO_2) (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).

2.11. 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).

Uma estratégia atual é o uso de restaurações monolíticas CAD/CAM e cerâmicas vítreas como o dissilicato de lítio. Estas restaurações podem ser produzidas como parte do pilar ou da coroa e, subsequentemente, uma faceta é confeccionada e cimentada sobre o pilar. Devido à boa translucidez e à variedade de cor dos materiais cerâmicos, restaurações totalmente anatômicas (monolíticas) podem ser fabricadas e posteriormente maquiadas. Por apresentar alta resistência, este material oferece aplicações versáteis, podendo ser utilizado para a fabricação de coroas nas regiões anterior e/ou posterior, com cimentação convencional ou auto-adesiva. Altas taxas de sobrevivência têm sido documentadas na literatura (100% após 2 a 5 anos), com nenhuma fratura ou falhas relacionadas com coroas anatômicas em dissilicato de lítio (IPS- Empress 2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Marquardt & Strub, 2006, Taskonak & Sertgoz, 2006, Esquivel-Upshaw et al. 2013).

2.12. Materiais Restauradores

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 (Donovan et al., 2004).

O avanço dos materiais cerâmicos e das resinas compostas têm favorecido as propriedades de ambos os materiais (Strub & Bescnid, 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)

2.13. Dissilicato de Lítio

A evolução do disilicado de lítio como material restaurador remonta a 1998, quando foi introduzido na odontologia como IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) (Helvey G 2010). Foi a segunda geração de material de dissilicato de lítio e cerâmica prensada pelo calor como a principal fase cristalina (Denry IL et al., 2010). As indicações do fabricante para este material variaram de vêniers, inlays, onlays e coroas para FDPs de 3 unidades na região anterior (Sola-Ruiz et al 2013, Guess PC et al., 2013, Silva NR et al., 2012, Toksavul D & Toman M 2007, 2015). Os dados clínicos para a Empress 2 indicaram taxas de sobrevivência mais altas para coroas únicas e taxas de sobrevivência significativamente menores para FDPs de 3 unidade.

Este material foi eventualmente interrompido pelo fabricante e uma composição reformulada e otimizada de cerâmica de dissilato de lítio foi introduzida sob o nome comercial IPS e.max (Ivoclar Vivadent). Este é um material patenteado exclusivamente fabricado pela Ivoclar Vivadent e está disponível em uma versão prensada (IPS e.max Press) ou como um bloco cerâmico parcialmente cristalizado para fresamento assistida por computador e de fabricação (CAD / CAM) auxiliada por computador (IPS e .max CAD) (Denry IL et al., 2010).

Ao contrário do seu predecessor Empress 2, que só poderia ser usado como material de estrutura, a versão pressionável e usinável da IPS e.max pode ser usada em uma forma monolítica. A disponibilidade deste material cerâmico monolítico de alta resistência relativamente translúcido, combinada com a demanda emergente de restaurações sem metal, é provavelmente o motivo pelo qual o uso de restaurações de dissilicato de lítio é tão amplo (Christensen GJ 2011).

O dissilicato de lítio é um material cerâmico que combina boas propriedades mecânicas e excelente estética. O disilicato de lítio pode ser produzido como uma restauração monolítica ou estratificada para um resultado altamente estético; e pode ser utilizado no laboratório por meio de um processo de prensagem de cera (Culp L & McLaren E 2010) e no consultório odontológico por moagem de paralelepípedos monolíticos usando uma unidade de fresagem que explora uma tecnologia CAD-CAM. Estudos in vitro que avaliam a resistência à fratura e a adesão à estrutura dentária das coroas de dissilicato de lítio (Guess PC et al., 2010, Mobilio N et al., 2015, 2016) encontraram esse material como um opção de tratamento confiável mesmo para áreas de suporte de carga posterior, de alta carga (Schultheis S et al 2013).

O dissilicato de lítio também pode ser usado para coroas únicas cimentadas em pilares de inércia de titânio ou zircônia (Joda T et al 2015; Weyhrauch M et al 2016) No entanto, o dissilicato de lítio não é geralmente usado para produzir coroas de implantes aparafusadas. Além disso, o dissilicato

de lítio apresenta vantagens tanto do ponto de vista estético como adesivo (Raptis NV 2006).

As pressões de calor ajudam a evitar grandes poros e evitam a colheita extensiva de grãos e a cristalização secundária (Denry IL, 1996). Métodos de pressão térmica foram relatados para melhorar as propriedades físicas da porcelana e simplificar o processo de fabricação (Dong JK et al 1992).

Além das coroas totalmente cerâmicas de bilayer, um sistema CAD / CAM pode ser usado para moinho de coronas cerâmicas monolíticas. Vários relatórios apresentaram alta taxa de sobrevivência para as restaurações de inlay ou onlay feitas pelo sistema Cerec CAD / CAM. Reiss (Reiss B 2006) relatou resultados clínicos estáveis com duração de 18 anos para as inlays de Cerec feitas usando um sistema Cerec CAD / CAM. Otto e Schneider (Otto T & Schneider D 2008) relataram uma taxa de sobrevivência de 90,4% aos 10 anos de 200 restaurações.

Um bloco de cerâmica de vidro reforçado, como o feldspathic MK II (Giordano R 2006) ou a cerâmica de dissilicato de lítio (Bindl A et al., 2006), pode ser fresado usando uma máquina CAD / CAM. Além disso, o uso clínico de uma coroa de cerâmica totalmente monolítica feita por um sistema CAD / CAM foi relatado recentemente (Bindl A et al., 1999, Bindl A et al., 2003, Bindl A & Morman WH 2004). Estes estudos anteriores usaram as coroas monolíticas totalmente cerâmicas feitas de um bloco cerâmico feldspático MK II, mas o sistema IPS e.max CAD usa uma cerâmica de dissilicato de lítio. Este material pode ser fresado com um sistema CAD / CAM para formar uma coroa monolítica totalmente cerâmica porque tem uma alta resistência à flexão, aproximadamente 360 a 400 MPa (Bindl A et al., 2006).

Bind et al relataram que uma coroa cerâmica monolítica feita usando o substrato CAD IPS e.max exibiu uma força significativamente maior entre 3 tipos de blocos cerâmicos. As coroas de cerâmica monolítica convencionais feitas pelo sistema CAD IPS e.max têm maior força do que outras, elas também podem ser aplicáveis para uso em regiões posteriores (Fasbinder DJ et al., 2010). No entanto, alguns (Fasbinder DJ et al. 2010, Kern M et al., 2012), estão disponíveis relatórios clínicos sobre o uso de uma coroa monolítica criada por um sistema CAD / CAM na região posterior e as propriedades físicas de todos os monólitos - as coroas cerâmicas feitas com o sistema CAD IPS e.max não foram estudadas especialmente, especialmente quando colocadas em implantes.

2.14. Resina Composta

Os materiais de resina composta utilizados como pilar ou restauração podem resolver o dilema prévio da rigidez do pilar sob estresse mecânico. Demonstrou-se que as resinas compostas modernas apresentam baixo módulo de elasticidade, mas alta resistência à fratura e resistência à tração (Magne & Knezevic 2009a, b, c; Magne et al., 2011b) com melhores propriedades ópticas (Behr et al., 2001) e estabilidade de cor do que formulações anteriores. Eles são

mais fáceis de se ligar, eles mostram menos taxas de desgaste (Kunzelmann et al., 2001) e apresentam melhor reparabilidade (Rosentritt et al., 2000; Andriani et al., 2010).

Ao contrário das coroas de cerâmica, coroas de resina compostas são relativamente baratas, fáceis de fabricar, e possui baixo desgaste 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 fratura, bem como microfissuras (Andriani et al., 2010; Kassem et al., 2012; Sakoguchi et al., 2013).

2.15. 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 consequentemente 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).

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-silica 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 15 GPa a 20 GPa). 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 dos dentes naturais (princípio biomimético) (Magne et al., 2011b).

2.16. 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. 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, 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 (Stephens & Fuchs, 2001).

Em 2011, Magne et al. avaliaram a resistência à fadiga e modo de fratura de facetas em cerâmica e resina composta sobre pilares com uma mesoestrutura confeccionada em resina composta. Para a região anterior, sobre condições idênticas de carregamento, os pilares de resina composta apresentaram desempenho semelhante aos de zircônia. As restaurações cerâmicas apresentaram um comportamento melhor do que as restaurações em resina composta. Os autores concluíram que uma vantagem no uso de pilares

para restaurações implantossuportadas confeccionadas com mesoestrutura em resina composta é a facilidade de personalização por adição ou subtração de material, além de serem facilmente reparados em caso de falha. O uso do CAD/CAM e das restaurações monolíticas de dissilicato de lítio apresentaram resultados promissores; porém, ainda permanece a dúvida quanto à longevidade da adesão entre a cerâmica e a resina, e a probabilidade de sobrevivência deste modelo de restauração sobre implantes na região anterior.

2.17. 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 et al., 2006; Aboujaoude et al., 2006; Younan et al., 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 método de elemento finito demonstrou-se que a carga parafuncional, especialmente sob direção oblíqua induz um aumento de aproximadamente 33% na tensão de von Mises e 60% da tensão máxima (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 carga 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.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar a resistência à fadiga acelerada de PACP de incisivos feitos por CAD/CAM de diferentes materiais restauradores (dissilicato de lítio e cerâmica híbrida) cimentadas a uma base de titânio personalizada.

3.2. Objetivos Específicos

- a) Analisar o modo de fratura das restaurações.
- b) Avaliar a influência dos diferentes materiais CAD/CAM utilizando a cimentação adesiva.

4. HIPÓTESE

A primeira hipótese nula é que a PACP de resina composta irão resistir à fadiga de forma comparável à estrutura de dissilicato de lítio.

A segunda hipótese nula é que a PACP não difere em resistência à fadiga ou modo de falha, ao usar o pilar de 6 mm de altura ou o pilar de 4mm modificado.

A terceira hipótese nula é que os pilares sujeitos a fadiga mecânica não produzem um desalinhamento do pilar (fruto de sua deformação permanente).

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Amostra

Foram incorporados a uma base de resina acrílica cilíndrica Palapress, Heraeus Kulzer), sessenta (60) implantes *Cone Morse* (Universal III *duo cone*, 4,0 mm de diâmetro, 11 mm de comprimento; Implacil De Bortoli). Foram utilizados dois pilares diferentes, o pilar do fabricante original (pilar universal CM de 3,4 mm de diâmetro, 6,0 mm de altura, Implacil De Bortoli) e uma versão modificada do mesmo pilar (pilar cortado a 4,0 mm de altura utilizando um disco de diamante). Ângulos agudos no pilar modificado foram arredondados com um disco de polimento (**Figura 3**).

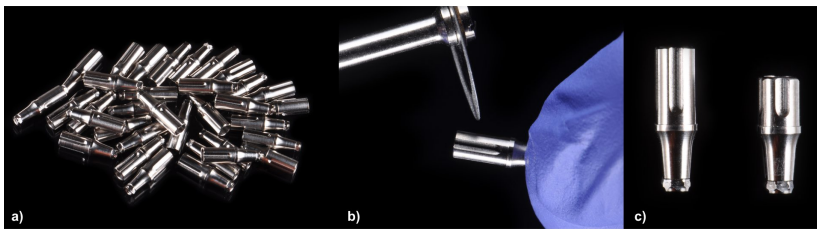


Figura 3: a) Pilares de titânio universais. b) Modificação da base de titânio. c) Bases longas e curtas. Fonte: Autor.

5.2. Preparação da amostra

O implante e o pilar foram posicionados em um modelo de dentição natural para simular a substituição de um incisivo central direito por uma prótese aparafusada (inclinação para lingual para permitir acesso ao parafuso do pilar) (**Figura 4**).



Figura 4: Posicionamento clinicamente relevante do implante utilizando o molde de dentição natural. Fonte: Autor.

5.3. Escaneamento e fresamento das coroas

A plataforma do implante ficou 4,0 mm abaixo do nível da margem gengival vestibular e o pilar de titânio foi acoplado a ela. Utilizando o sistema Cerec 4, versão 4.3 (Sirona Dental Systems GmbH), a arcada dentária foi

digitalizada e foi projetado um encerramento virtual de um incisivo central superior direito. A coroa resultante imita a morfologia natural e o perfil de emergência do dente contralateral (**Figura 5**).

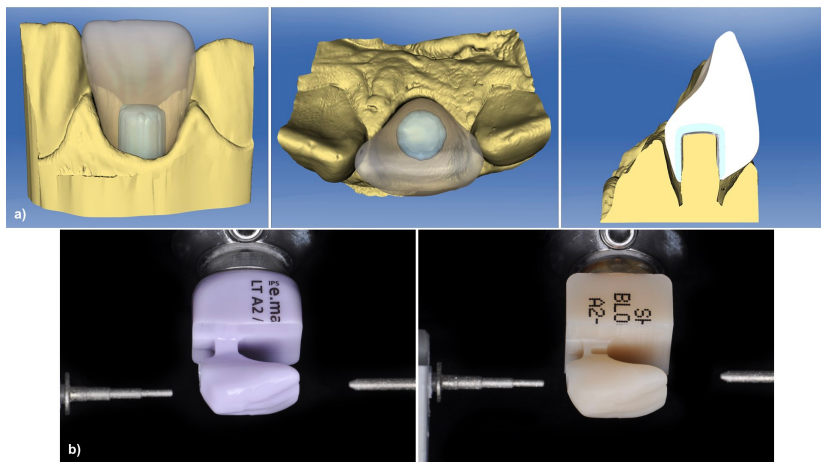


Figura 5: a) Visão vestibular, incisal e transversal do incisivo central virtualmente projetado na versão 4.3 do software Cerec 4; b) Fresamento de coroas de dissilicato e resina composta. Fonte: Autor.

Quatro grupos foram criados com 15 espécimes em cada um, como mostrado na **Tabela 1**. Trinta coroas monolíticas idênticas foram usadas como grupo controle, consistindo de coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). Eles foram comparados a trinta restaurações monolíticas de resina composta híbrida (HC Block, Shofu). Todas as coroas monolíticas foram fresadas com um orifício localizado na superfície palatina.

As coroas foram cimentadas ao pilar de titânio original de 6 mm (n = 15, grupos Emax6 e Shofu6) ou a versão encurtada de 4 mm (grupos Emax4 e Shofu4). Antes dos procedimentos de polimento, o canal de entrada foi removido e o orifício de acesso para o futuro aperto do parafuso foi criado na superfície palatina usando uma broca diamantada grossa (diamante cônico de extremidade arredondada FG, 5850 DC. 31.018, Brasseler, Savannah, Georgia, EUA). As coroas foram então instaladas nos pilares (**Figura 6**).

Tabela 1: Divisão dos Grupos

Grupos	Material	Altura do Pilar
Emax 6	Dissilicato de Lítio	6mm
Emax 4	Dissilicato de Lítio	4mm
Shofu 6	Resina Composta Híbrida	6mm
Shofu 4	Resina Composta Híbrida	4mm



Figura 6: Visão vestibular, mesial, lingual e distal do BSRC experimental antes do fechamento do orifício de fixação com resina composta. Fonte: Autor.

5.4. Cimentação das coroas

Os passos para a montagem da PACP estão ilustrados na **Figura 7** e na **Tabela 2**.

As superfícies de encaixe dos pilares de titânio e das coroas de resina composta foram submetidas a abrasão por jateamento de partículas com 27 µL de óxido de alumínio modificado com sílica (CoJet, 3M ESPE) a 0,2 MPa por 10s a uma distância de 10 mm; limpas com spray de água por 20s, seguido por imersão em água destilada em banho ultra-sônico por 2,5 min; secagem ao ar isento de óleo por 5s e aplicação de silano (Silane, Ultradent), duas vezes por 20s, e secagem a 100°C por 1 min. Finalmente, o adesivo (Optibond FL 2, Kerr) foi aplicado sem polimerização.

O tratamento de superfície das estruturas de dissilicato de lítio incluiu condicionamento com 5% ácido fluorídrico (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar

Vivadent) por 20s, e lavagem com água por 20s. A limpeza pós-condicionamento foi feita por imersão em água destilada em banho ultra-sônico por 2,5 min, seguido de secagem com ar isento de óleo. As superfícies de encaixe foram silanizadas (Silano, Ultradent) duas vezes por 20s e secadas a 100°C por 1 min. Finalmente, foi aplicado o adesivo (Optibond FL 2, Kerr) sem polimerização.

Cada pilar de titânio foi colocado temporariamente no implante para facilitar o manuseio. A fita de poli (tetrafluoro-etileno) (PTFE) foi utilizada para cobrir o canal de acesso ao pilar. Todas as restaurações monolíticas foram montadas e coladas à base de titânio usando cimento resinoso dual (Variolink Esthetic DC, light + shade, Ivovlar Vivadent). Após a remoção de todos os excessos de cimento resinoso, cada superfície foi polimerizada levemente por 60s a 1.000mW/cm (Valo, Ultadent). Todas as margens foram cobertas com uma barreira de bloqueio de ar (gel de glicerina) (K-Y Jelly; Empresa de Produtos Pessoais) por um ciclo adicional de polimerização de 20s por superfície. O excesso de resina adesiva foi removido com instrumentos manuais. A PACP foi retirada do implante para o acabamento com borrachas (borracha fina média verde, indústrias Keystone) para polir a interface pilar-coroa. Todas as PACP foram então reposicionadas no implante e aplicaram-se 20 Nm de torque no parafuso do pilar, de acordo com a recomendação do fabricante. O orifício de acesso lingual foi finalmente fechado com fita de politetrafluoroetileno (PTFE) e resina composta polimerizada a luz (Z100 3M ESPE). Os espécimes foram armazenados em água destilada por 24h antes do teste.

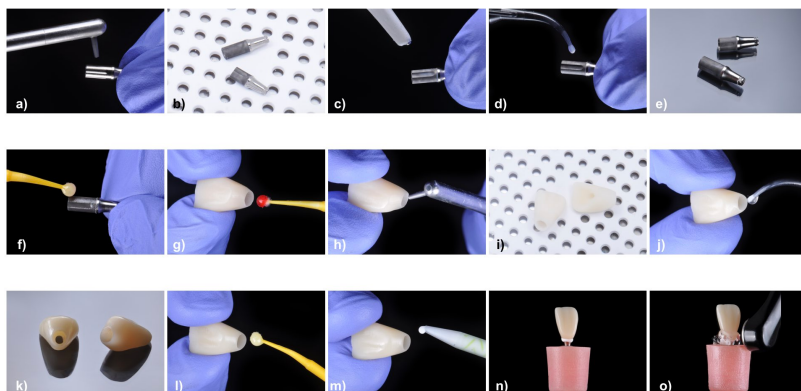


Figura 7: a) Bases de titânio sujeitas a abrasão de partículas no ar com sistema CoJet; b) Bases em banho ultra-sônico; c) Secagem; d) Aplicação de silano; e) Bases de titânio após secagem a 100 °C; f) Aplicação de resina adesiva em bases de titânio; g) Ataque com ácido fluorídrico de coroas de dissilicato de lítio; h) Abrasão por ar da coroa de resina composta com sistema

CoJet; i) Coroas em banho ultra-sônico; j) Aplicação de silano na superfície de encaixe de coroas; k) Coroas após secagem a 100°C; l) Aplicação de resina adesiva na superfície de encaixe das coroas; m,n) Cimento resinoso dual aplicado a coroas e montagem; o) polimerização com luz e bloqueio de ar com gel de glicerina. Fonte: Autor.

Tabela 2: Passos para a montagem da PACP (nota: corrigir dissilicato de lítio na 1ª coluna)

	Ti-base	Superfície interna da coroa	Montagem	Acabamento
PACP Resina Composta	Jateamento com Cojet a 0,2 MPa por 10 segundos a uma distância de 10 mm. Limpe com jato de água por 20segundos. Imersão em água destilada por 2,5 minutos. Secagem isenta de óleo, aplicação de silano por 20 segundos duas vezes, secagem a 100 ° C por 1 minuto.	Jateamento com Cojet a 0,2 MPa por 10segundos a uma distância de 10mm, Limpe com jato de água por 20segundos. Imersão em água destilada por 2,5 minutos. Secagem isenta de óleo, aplicação de silano por 20 segundos duas vezes, secagem a 100 ° C por 1 minuto.	Molhar a coroa e as superfície do pilar com resina adesiva. Cimento resinoso dual aplicado às coroas, cada superfície foi polimerizada com luz por 60 segundos, todas as margens foram cobertas com uma barreira de bloqueio de ar para uma polimerização adicional de 20 segundos.	O excesso de resina adesiva foi removido com instrumentos manuais, borracha de grão medio-fina foram usadas para polir a interface da coroa e do abutment. Todos os PACP foram reposicionados no implante e foram aplicados 20 N de torque no parafuso. O orifício de acesso lingual foi coberto com fita de polietileno e resina composta.
PACP Dissilicato de lítio		Condicionamento ácido, limpeza com jato de água por 20 segundos, imersão em água destilada por 2,5 minutos, secagem isenta de óleo, aplicação de silano por 20 segundos duas vezes, secagem a 100 ° C por 1 minuto.		

5.5. Teste de Fadiga

Um sistema de teste eletrodinâmico (MTS Acumen, MTS Systems) foi usado para simular forças mastigatórias (**Figura 8**).



Figura 8: Sistema de teste com câmara de carga para teste submerso e visão detalhada da carga de amostra antes da imersão. Observe o contato de toda a borda incisal com o cilindro de resina composta plano que atua como pistão. Fonte: Autor.

O ciclo de mastigação foi replicado por uma contração isométrica (controle de carga) aplicada ao longo do eixo do implante através de um disco de resina composta (Paradigm MZ100, 3M ESPE) na borda incisal da amostra.

Uma vez posicionada na máquina de teste, a borda incisal da coroa foi ajustada com uma lixa de 600 mesh até que toda a largura da borda estivesse em contato com o pistão/antagonista. Um novo cilindro antagonista foi usado a cada três espécimes. A câmara de carga foi preenchida com água destilada (temperatura??) para submergir a amostra durante o teste. A carga cíclica foi aplicada na frequência de 5 Hz, iniciando em 25N por 1.700 ciclos, e a cada 1.700 ciclos, a carga é aumentada em 25N, e assim seguiu até à fratura da coroa. O número de ciclos e modos de falha sofridos de cada amostra foi registrado. Após o teste, cada amostra foi avaliada por transluminação (Microlux; Addent, Danbury, CT, EUA) e microscópio óptico (Leica MZ 125; Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com aumento de 10:1 (avaliação de dois examinadores).

A resistência à fadiga dos quatro grupos foi comparada usando o número de ciclos até à falha e a análise de sobrevivência de Kaplan Meier.

5.6. Análise da deformação dos pilares após fadiga

Todos os conjuntos de pilares-implantes fatigados foram separados da base de acrílico, limpos de material restaurador ou remanescente de resina composta e escaneados para STL (DOF Inc., Scanner 3D, Freedom HD, Coreia).

5.7. Superimposição dos pilares

A superimposição das amostras submetidas à fadiga com uma amostra indeformada do conjunto pilar-implante, e a medição quantitativa da deformação permanente do pilar foram medidas no Blue Sky Plan (Blue Sky Bio). Para confirmar a sobreposição dos corpos dos implantes, estes foram configurados como translúcidos para melhor visualização (**Figura 9**).

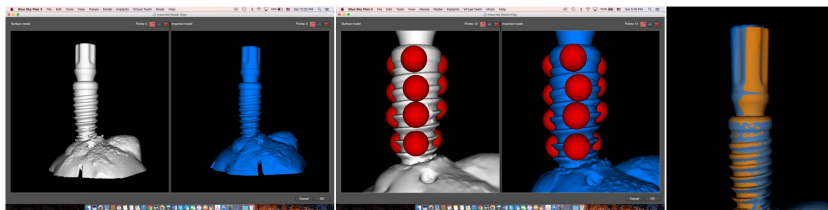


Figura 9: *Espécimes deformados sendo sobrepostos sobre espécime intacto.*
Fonte: Autor.

A deformação foi medida em mm no topo do pilar (**Figura 10**). Os dados demonstraram distribuição normal para os grupos Emax, mas não para Shofu (Shapiro Wilk Sig. <0,008). Homogeneidade de variância estava presente. As deformações foram avaliadas estatisticamente por meio dos testes post hoc de Kruskal Wallis e Dunn ($\alpha = 0,05$).

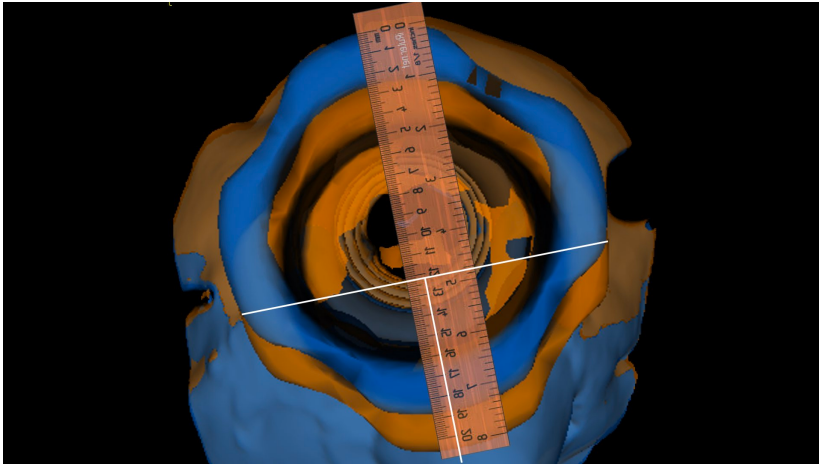


Figura 10: Medição da deformação dos pilares. Fonte: Autor.

6. RESULTADOS

6.1. Resistência à fadiga

A função de sobrevivência e os ciclos médios de sobrevivência são apresentados nas **Figuras 11 e 12**. Os ciclos médios foram significativamente diferentes. Os grupos, Emax6 e Emax4 sobreviveram a uma média de 48.448 ciclos (carga média de 809N) e 43.727 ciclos (carga média de 734N), respectivamente, e para os grupos Shofu6 e Shofu4, 44.324 ciclos (carga média de 739N) e 37.620 ciclos (carga média de 641N), respectivamente.

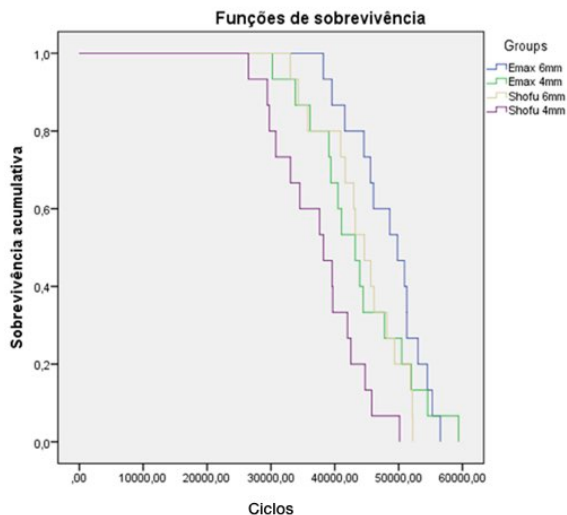


Figura 11: Curvas de sobrevivência de resistência à fadiga de Kaplan-Meier para todos os grupos, considerando o número de ciclos até a falha.

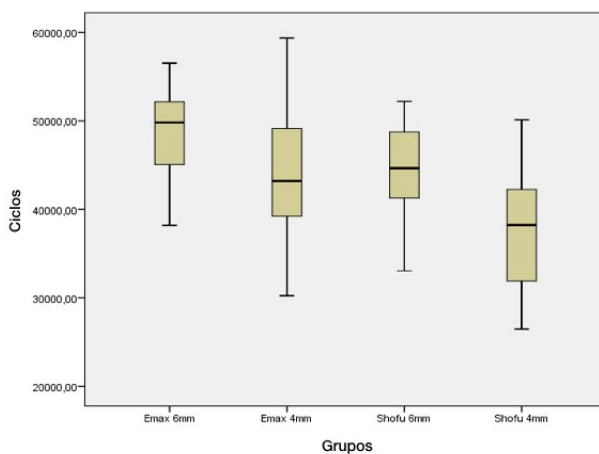


Figura 12: Diagrama de box plot apresentando o número mediano de ciclos até à falha (linha horizontal preta em negrito), os valores mínimo e máximo ('t' linhas verticais) e o intervalo interquartil.

Testes post hoc com p-valor definido em 0,05 mostraram resistência à fadiga estatisticamente semelhante para os grupos Emax6, Emax4 e Shofu6. O grupo Shofu4 se mostrou estatisticamente menos resistente que todos os outros três grupos ($p < 0,03$).

Comparações a um nível de significância de $p < 0,008$ (correção de Bonferroni para 6 comparações), revelaram apenas a superioridade do grupo Emax6 em relação ao Shofu4. Nenhuma fratura do parafuso e/ou pilar foi observada. Ocorreu deformação plástica de alguns pilares, especialmente nos pilares originais com altura de 6 mm (**Figura 13**), que será investigada em um estudo separado.

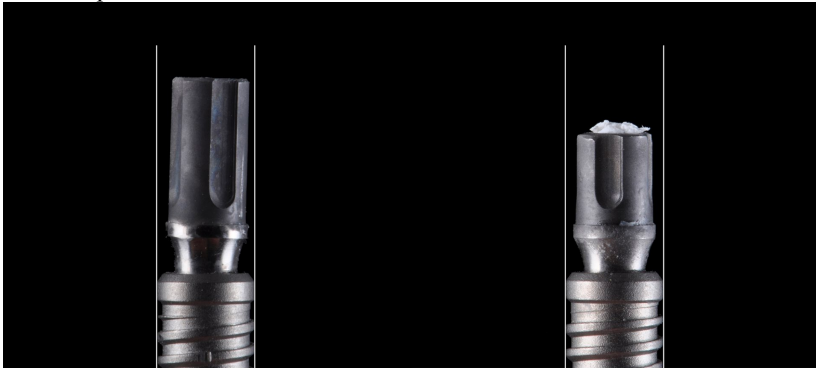


Figura 13: Bases longas de titânio (esquerda) com deformação permanente aparente consecutiva ao carregamento/fratura. Base de titânio (direita) aparentemente intacta e curta após o carregamento/fratura. Fonte: Autor.

A **Tabela 3** está fornecendo a distribuição dos vários tipos de falha. As PACP de dissilicato de lítio fraturaram na direção vestibulo-lingual em 80% dos espécimes, enquanto todas PACP de resina composta fraturaram na direção mesio-distal.

Tabela 3: Distribuição dos vários tipos de falha.

Grupos	Orientação da fratura			Restos de cimento de resina dual		
	Mesiodistal	Buccolingual	Misto	Apenas na coroa (Pilar limpo)	Apenas no pilar (Coroa limpa)	Misto
Emax 6mm	0	80% (12/15)	20% (3/15)	73.3% (11/15)	6.7% (1/15)	20% (3/15)
Emax 4mm	6.7% (1/15)	80% (12/15)	13.3% (2/15)	66.7% (10/15)	20% (3/15)	13.3% (2/15)
Shofu 6mm	100% (15/15)	0	0	0	33.3% (5/15)	66.7% (10/15)
Shofu 4mm	86.8% (13/15)	6.7% (1/15)	6.7% (1/15)	6.7% (1/15)	73.3% (11/15)	20% (3/15)

Os grupos Emax tenderam a possuir o cimento resinoso remanescente no lado da coroa (deixando o pilar de titânio limpo em 67-73% das amostras) enquanto os grupos Shofu exibiram mais o cimento resinoso remanescente sobre os pilares de titânio (resíduos de cimento no pilar em 93-100% dos espécimes) (**Figura 14**).



Figura 14: Emax PACP com fratura bucolingual típica e superfície de base de titânio limpa (superior). Shofu PACP com fratura mesiodistal típica e cimento resinoso remanescente nas bases de titânio (parte inferior). Fonte: Autor.

6.2. Análise de deformação dos pilares

O teste de Kruskal Wallis indicou diferenças significativas na deformação/desalinamento. A **Figura 15** lista os valores do desalinamento no topo do pilar decorrente da sua deformação durante os testes de fadiga e a **Tabela 4** as correspondentes diferenças dos testes post-hoc. A deformação permanente média foi máxima para Emax6 com desalinhamentos de 0,29mm e o grupo Shofu6 com desalinhamentos de 0,18mm. Os pilares curtos foram menos sujeitos a deformação, registrando-se desalinhamentos no grupo Emax4 de 0,12 mm e no grupo Shofu4 de 0,09 mm. A deformação permanente aparenta correlacionar-se com valores de resistência à fadiga apresentados anteriormente (Emax6 - 809N, Shofu6 - 739N, Emax4 - 734N, Shofu4 - 641N). Assim, os grupos que aguentaram mais ciclos são também aqueles que exibem uma maior deformação do pilar, verificando-se uma deformação continuada do pilar com os ciclos de carga e consequentemente uma continua alteração das condições de carregamento no sistema coroa-pilar-implante.

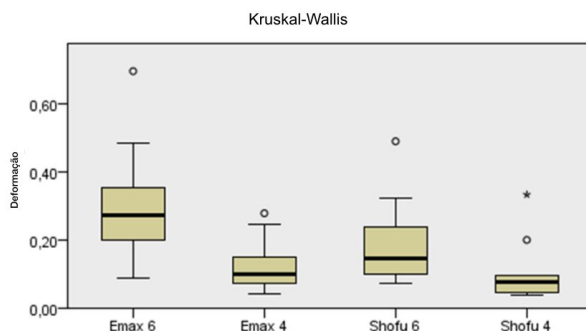


Figura 15: Teste de Kruskal-Wallis mostrando diferença significativa.

Tabela 4: *Teste post-hoc.*

Cada nó mostra a classificação média da amostra de grupos.

Sample1-Sample2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj.Sig.
Shofu 4-Emax 4	7,767	6,376	1,218	,223	1,000
Shofu 4-Shofu 6	16,533	6,376	2,593	,010	,057
Shofu 4-Emax 6	29,167	6,376	4,574	,000	,000
Emax 4-Shofu 6	-8,767	6,376	-1,375	,169	1,000
Emax 4-Emax 6	21,400	6,376	3,356	,001	,005
Shofu 6-Emax 6	12,633	6,376	1,981	,048	,285

7. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência à fadiga acelerada de PACP de incisivos feitas de resina composta ou dissilicato de lítio por CAD/CAM, em dois pilares diferentes de titânio. A primeira hipótese, de que a PACP de resina composta resiste à fadiga de uma maneira comparável à de dissilicato de lítio, pode ser aceita em parte porque os dois tipos de material tiveram o mesmo desempenho no pilar original de 6 mm. A segunda hipótese de que a PACP não difere em resistência à fadiga ou modo de falha, ao usar o pilar de 6 mm de altura ou o pilar de 4 mm modificado, pode ser aceita para o grupo Emax. Coroas de resina composta, no entanto, tendem a ter melhor desempenho com o pilar longo. Essa diferença não pareceu significativa quando se aplicou uma análise estatística mais rigorosa (correção de Bonferonni).

O protocolo experimental apresentou uma superfície plana de resina composta como antagonista para permitir a simulação mais realista de um contato oclusal do dente anterior através de uma faceta de desgaste incluída na borda incisal da restauração. Dano localizado na superfície e detritos semelhantes a pó foram evitados pela superfície de contato grande e uniforme.

Testes tradicionais de carga para falha têm a vantagem de produzir resultados rápidos, mas também são menos relevantes clinicamente porque os dentes e implantes são sujeitos a uma força relativamente mais baixa, mas a um maior número de ciclos de mastigação. Eles podem eventualmente sofrer um impacto súbito de alta força, como no trauma. A fadiga clínica pode ser simulada por testes *in vitro* usando baixas forças e milhões de ciclos de mastigação, o que representa uma abordagem demorada. Este estudo é um bom equilíbrio entre esses tipos extremos de experimentos. O aumento progressivo da carga pode ser considerado um “teste de fadiga acelerada” que cobre uma

ampla gama de situações clinicamente relevantes (cargas normais e altas). O teste inicia dentro da faixa de forças de mordida realistas na região anterior, ou seja, até 100N e então evolui para a faixa de cargas que podem ser encontradas no bruxismo, trauma (altas cargas extrínsecas) ou acidentes mastigatórios intrínsecos (sob cargas mastigatórias, mas submetidos a pequena área devido a um corpo estranho duro como um garfo, pedra ou semente, por exemplo).

O experimento foi conduzido em condições extremamente padronizadas, não apenas devido a cargas, mas também porque os pilares de titânio foram pré-usinados e as coroas foram fabricadas com a tecnologia CAD/CAM. Muitas variáveis de fabricação foram evitadas na fresagem exata da coroa, possibilitando a fabricação de componentes idênticos.

Ambas as bases de titânio ou zircônia poderiam ter sido usadas neste estudo. Os componentes de titânio foram escolhidos devido à sua adaptação mais rigorosa à plataforma do implante (menor microgap) (Baldassarri *et al.*, 2012).

Os modos de falha dos grupos foram diferentes, como visto nas **Figuras 13 e 14**. Outros experimentos usando análise de elementos finitos estão em andamento para entender este fenômeno, mas pode-se antecipar que o módulo de elasticidade da coroa influenciou na distribuição de tensão com valores acima 80 GPa para Emax e apenas 9,6 GPa para Shofu (Horvath SD. 2016). O baixo módulo de elasticidade pode ter permitido a deformação da coroa de maneira mais tridimensional, maior distribuição da carga, resultando em grandes forças “fora do plano”. Devido ao aumento da rigidez, a fratura das coroas cerâmicas, no entanto, permaneceu dentro do plano da força, a saber, buco-lingual. Do ponto de vista clínico, reparar e remontar os fragmentos seria mais fácil com uma fratura mesio-distal (linha de fratura oculta interproximal) em comparação com a vestibulo-lingual (linha de fratura visível). Outra tendência revelada pelos modos de falha é a tendência da PACP de dissilicato de lítio reter mais cimento no interior da coroa. A tendência oposta foi encontrada para a PACP de resina composta com mais cimento remanescente no pilar.

A ligação resina-titânio pode ser obtida por retenção micromecânica e ligação química. Silanizar a superfície de titânio usando a abordagem triboquímica e silano (sistemas CoJet/Rocatec) foi escolhida para este experimento porque provou produzir alta resistência ao cisalhamento (15 MPa), mas também aceitável estabilidade após termociclagem (Khan *et al.*, 2017). No entanto, a alta resistência ao cisalhamento do cimento ao Emax (> 20 MPa) (Bruzi *et al.*, 2012) excedeu em muito a do cimento ao titânio e resultou em remanescente de cimento dentro da coroa após a fratura. A tendência oposta caracterizou as coroas Shofu com cimento remanescente sobre o pilar de titânio. Essa diferença pode explicar a ligeira superioridade das PACP Emax sobre Shofu quando se trata de resistência a fadiga acelerada. É surpreendente, no entanto, que ambos os materiais tenham funcionado de forma similar, apesar de possuírem uma grande diferença na resistência flexural. .

Não houve diferença na resistência entre as PACP Emax6 e Shofu6. Isso não se correlaciona com valores clássicos de teste de bancada, como a resistência à flexão. Emax como um material monolítico é 2 vezes mais resistente que Shofu (resistência à flexão de 380 MPa vs. 170MPa). Isso enfatiza o fato de que o teste básico de bancada não é apropriado e que os materiais dentários devem sempre ser testados de maneira clinicamente relevante, simulando a geometria e a integração da restauração no dente e no implante. O trabalho de fratura pode explicar essa discrepância, pois representa a energia usada no processo de fratura, onde uma nova superfície é gerada e considera o módulo de elasticidade do material (Schlichting *et al.*, 2011).

Os pilares originais de 6 mm tiveram melhor desempenho que o curto (4 mm), especialmente quando usado resina composta. Para Emax, ambos os pilares funcionaram de forma semelhante. O pilar curto pode apresentar uma pequena vantagem estética (menor necessidade de mascaramento próximo ao centro do dente), mas a maior parte do mascaramento do pilar parece ser resolvida pela combinação de blocos de CAD/CAM de baixa translucidez (geralmente denominados LT e disponíveis para ambas as marcas utilizadas neste estudo) com um cimento resinoso opaco. O Variolink Esthetic DC está disponível na cor “light +”, que proporciona um eficiente mascaramento do titânio. Outras pesquisas estão em andamento para avaliar as variações de cor que podem ser induzidas pela modificação dos elementos (material da coroa, cimento resinoso, altura do pilar). Do ponto de vista estético, os pilares pré-usinados devem apresentar o menor raio possível, mantendo ao mesmo tempo um canal interno que seja largo o suficiente para um bom desempenho do parafuso.

Do ponto de vista clínico, tanto a resina composta quanto o dissilicato de lítio podem ser recomendados para a PACP porque fraturaram a uma carga média significativamente acima da força máxima de mordida da dentição anterior em homens (569N) (Waltimo *et al.* 1994). Devido ao seu baixo módulo de elasticidade, no entanto, a resina composta é mais propensa a absorver as tensões, que é descrito como “comportamento de amortecimento” (Magne *et al.* 2013). Essa propriedade, por sua vez, protege o próprio pilar, a interface adesiva restauração-pilar e pode também limitar a abertura do microgap na interface implante-pilar. Mais pesquisas estão em andamento para revelar o potencial dano ou deformação da instalação do implante como uma função do módulo de elasticidade do material da coroa.

Vários elementos práticos podem ser enfatizados ao usar a PACP. Apesar da presença de sulcos anti-rotacionais, pode ser difícil instalar a coroa e pilar de titânio na posição exata que garantirá a oclusão apropriada e os pontos de contato interdentais. De fato, o fresamento da coroa inclui espaçamento interno, o que pode afetar as propriedades anti-rotacionais. Isso pode ser facilmente resolvido, colando a coroa no pilar na posição ideal intraoral, mas removendo os excessos de cimento resina e finalizando extra-oralmente (**Figura 16**).



Figure 16: *Cenário clínico: PACP foi montado intraoralmente em posição ideal, depois desparafusado para remoção de excessos de resina composta e acabamento extra-oral. Fonte: Autor.*

Não é preciso dizer que uma colocação do implante mais profunda é necessária para evitar um desenho labial da PACP. A profundidade da plataforma do implante deve estar sempre relacionada à quantidade de deslocamento vestibulo-lingual entre a plataforma do implante e o perfil labial da coroa.

Os resultados da deformação do pilar, no entanto, demonstram claramente que quanto mais rígido (maior módulo de elasticidade) for o material restaurador (dissilicato de lítio) e quanto maior o comprimento do pilar, mais deformação permanente do mesmo se pode esperar e, consequentemente, maior desalinhamento do seu eixo vertical face à posição original.

Este trabalho é exclusivo por dois motivos. Em primeiro, não há muita literatura disponível sobre a deformação permanente de tal suporte sujeito a carga por fadiga. Em segundo, os resultados ajudam no processo de tomada de decisão sobre o próximo trabalho terapêutico. Um pilar severamente danificado não só requer substituição, mas também aumenta o risco de danos na conexão interna do implante. O uso de materiais de resina composta e/ou pilares curtos podem permitir maior proteção contra deformação com maior carga do conjunto implante-pilar, como bruxismo ou trauma. Por sua vez, esse aumento no comportamento de amortecimento pode influenciar vários parâmetros, como a deformação no parafuso de fixação, a abertura do microgap na interface implante-pilar e o comportamento geral da conexão interna do implante.

8. CONCLUSÕES

Este estudo avaliou próteses cimentadas-aparafusadas baseadas em incisivos superiores de resina composta e dissilicato de lítio fabricados por CAD/CAM colocados sobre pilares customizados de diferentes tamanhos (4mm e 6mm). Todas as restaurações sobreviveram a cargas significativamente acima dos limites fisiológicos na dentição anterior ($> 600\text{N}$). O dissilicato de lítio (Emax) pode ser colado a pilares de titânio longos (6 mm) e curtos (4 mm), enquanto que se recomenda utilizar pilares de titânio longos com blocos de resina composta (Shofu HC).

9. REFERÊNCIAS

Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont.* 2009;22:616-9.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347-59.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.

Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark PI. Five-year prospective study of prosthodontic and surgical single-tooth implant treatment in general practices and at a specialist clinic. *Int J Prosthodont.* 1998;11:351-5.

Andriani W Jr, Suzuki M, Bonfante EA, Carvalho RM, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on implant abutments. *J Adhes Dent.* 2010;12:311-317.

Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont.* 2010;19:263-73.

Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9:41-8.

Attard NJ, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience. *J Prosthet Dent.* 2003;89:352-9.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003;89:127-34.

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95:117-23.

Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:311-21.

- Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*. 2015;114:266-71.
- Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implantceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:537-543.
- 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:633-45.
- Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:174-8.
- Bertolotti RL. Adhesion to porcelain and metal. *Dent Clin North Am*. 2007;51:433-51.
- Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *J Oral Rehabil*. 2006;33:520-8.
- Bindl A, Windisch S, Mörmann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent*. 1999;2:97-111.
- Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont*. 2003;16:653-60.
- Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*. 2004;112:197-204.
- Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*. 2006;22:29-36.
- Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent*. 1996;5:235-48.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:76-94.
- Binon PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont*. 1996;9:419-33.
- Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational

misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9:511-519.

Boff LL, Oderich E, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom metal-composite resin premolar implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:364-73.

Bompolaki D, Kontogiorgos E, Wilson JB, Nagy WW. Fracture resistance of lithium disilicate restorations after endodontic access preparation: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114:580-6.

Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15:10-23.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10:153-201.

Bruzi G, Maia HP, Carvalho AO, Giannini M, Magne P. Can silane treatment for ceramic bonding be optimized? *Dent Mater* 2012;28S:e4.

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:161-72.

Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005;32:838-43.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80:184-192.

Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent.* 1998;7:258-66.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1096-102.

Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent.* 1996;75:566-9.

Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011;38:697-711.

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:137-41.

Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006;201:501-507.

Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1088-95.

Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? *J Am Dent Assoc.* 2011;142:668-71.

Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:571-82.

Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent.* 2000;25:427-33.

Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater.* 2009;25:1122-7.

Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:333-346.

Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83:344-8.

Creugers NH, Käyser AF, Van't Hof MA. A seven-and-a-half-year survival study of resin-bonded bridges. *J Dent Res.* 1992;71:1822-5.

Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:716-20, 722, 724-5.

de Almeida-Júnior AA, Fonseca RG, Haneda IG, Abi-Rached Fde O, Adabo GL. Effect of surface treatments on the bond strength of a resin cement to commercially pure titanium. *Braz Dent J.* 2010;21:111-6.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983;62:32-6.

De Mori R, Ribeiro CF, da Silva-Concílio LR, Claro Neves AC. Evaluation of castable and premachined metal base abutment/implant interfaces before and after cyclical load. *Implant Dent.* 2014;23:212-217.

Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010;93:236-43.

de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015;114:59-66.

Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5:9-16.

Donovan T, Simonsen RJ, Guertin G, Tucker RV. Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16:194-204.

Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:112-4.

Engquist B, Nilson H, Astrand P. Single-tooth replacement by osseointegrated Brånemark implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:238-45.

Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark AE, Anusavice K. Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *J Prosthodont.* 2013;22:166-73.

Evans CD, Chen ST. Esthetic outcomes of immediate implant placements. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:73-80.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:10S-4S.

Fasbinder DJ, Poticny DJ. Accuracy of occlusal contacts for crowns with chairside CAD/CAM techniques. *Int J Comput Dent.* 2010;13:303-16.

Fawzy AS, Amer MA. An in vitro and in vivo evaluation of bioactive titanium implants following sodium removal treatment. *Dent Mater.* 2009;25:48-57.

Fawzy AS, El-Askary FS. Effect acidic and alkaline/heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. *J Dent.* 2009;37:255-63.

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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:1355-61.

Forberger N, Göhring TN. 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. *J Prosthet Dent.* 2008;100:264-73.

Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:943-6.

Gay T, Rendell J, Majoureau A, Maloney FT. Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/biteforce function. *Arch Oral Biol.* 1994;39:111-5.

Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 2008;100:441-8.

Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14S-21S.

Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Silva MA. Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J.* 1998;9:3-10.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81:537-52.

Granell-Ruiz M. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2013;26:175-80.

Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont.* 2013;26:21-5.

Gultekin BA, Gultekin P, Leblebicioglu B, Basegmez C, Yalcin S. Clinical evaluation of marginal bone loss and stability in two types of submerged dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:815-23.

Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999;12:216-21.

Hansson O, Moberg LE. Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. *Scand J Dent Res.* 1993;101:243-51.

Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP.

Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:83-90.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77:28-35.

Heinemann F, Mundt T, Biffar R. Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006;34:86-90.

Helvey G. Ceramics. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:309-11.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann

I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:450-5.

Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2016;37:638-643.

Jacques LB, Ferrari M, Cardoso PE. Microleakage and resin cement film

thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain-fused-to-metal crowns. *J Adhes Dent.* 2003;5:145-52.

Joda T, Bürki A, Bethge S, Brägger U, Zysset P. Stiffness, strength, and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns: influence of titanium and zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:1272-9.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:119-30.

Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21:28-32.

Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.* 2012;143:234-40.

Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater.* 1993;9:151-61.

Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *J Dent.* 1994;22:300-6.

Khan AA, Al Kheraif AA, Syed J, Divakar DD, Matinlinna JP. Enhanced resin titanium adhesion with silane primers using tribochemical silica-coating. *Dent Mater J.* 2017 31;36:111-116.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:720-6.

Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 2001;4:171-84.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43:245-53.

Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009;25:1419-25.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:237-42.

Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*. 2010;118:87-93.

Lin G, Ye S, Liu F, He F. A retrospective study of 30,959 implants: Risk factors associated with early and late implant loss. *J Clin Periodontol*. 2018;45:733-743.

Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*. 2012;40:202-9.

Lin WS, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*. 2013;109:187-91.

Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*. 2014;111:181-5.

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. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24:1179-84.

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. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:1379-84.

Magne P, Boff LL, Oderich E, Cardoso AC. Computer-aided-design/computer-assisted-manufactured adhesive restoration of molars with a compromised cusp: effect of fiber-reinforced immediate dentin sealing and cusp overlap on fatigue strength. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24:135-46.

Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, 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. *Oper Dent*. 2014;39:595-602.

Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009;40:729-37.

Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009;40:125-33.

Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater.* 2009;25:1264-8.

Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99:2-7.

Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:1275-1281.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104:149-57.

Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:143-148.

Mangano C, Perrotti V, Raspanti M, Mangano F, Luongo G, Piattelli A, Iezzi G. Human dental implants with a sandblasted, acid-etched surface retrieved after 5 and 10 years: a light and scanning electron microscopy evaluation of two cases. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:917-20.

Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37:253-9.

Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dent Mater.* 2007;23:1173-80.

Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic

surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34:622-30.

Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8:1-8.

McGlumphy EA, Papazoglou E, Riley RL. The combination implant crown: a cement-and screw-retained restoration. *Compendium.* 1992;13 :34, 36, 38 passim.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:519-26.

Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:719-28.

Mobilio N, Fasiol A, Catapano S. Qualitative evaluation of the adhesive interface between lithium disilicate, luting composite and natural tooth. *Ann Stomatol (Roma).* 2016;7:1-3.

Mobilio N, Fasiol A, Mollica F, Catapano S. Effect of Different Luting Agents on the Retention of Lithium Disilicate Ceramic Crowns. *Materials (Basel).* 2015;8:1604-1611.

Molina I, Goldberg J, Volpato CM, Magne P. Accelerated fatigue resistance of novel-design histoanatomic implant restorations made of CAD/CAM bilaminar assemblies. *Int J Esthet Dent.* 2017;12:336-351.

Mukai M, Fukui H, Hasegawa J. Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. *J Prosthet Dent.* 1995;74:151-5.

McGlumphy EA, Papazoglou E, Riley RL. The combination implant crown: a cement- and screw-retained restoration. *Compendium.* 1992;13:34, 36, 38 passim.

Murakami K, Itoh T, Watanabe S, Itoh T, Naito T, Yokota M. Periodontal and computer tomography scanning evaluation of endosseous implants in conjunction with sinus lift procedure. A 6-case series. *J Periodontol.* 1999;70:1254-9.

Nogueira LB, Moura CD, Francischone CE, Valente VS, Alencar SM, Moura WL, Soares Martins GA. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained. *J Prosthodont*. 2016;25:49-53.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8:290-8.

Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000;83:567-71.

Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:1360-8.

Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*. 2008;21:53-9.

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 Int*. 1998;29:713-24.

Ozkan Y, Ozcan M, Akoglu B, Ucankale M, Kulak-Ozkan Y. Three-year treatment outcomes with three brands of implants placed in the posterior maxilla and mandible of partially edentulous patients. *J Prosthet Dent*. 2007;97:78-84.

Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:179-82.

Papadopoulos T, Tsetsekou A, Eliades G. Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;7:15-21.

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:865-8.

Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater*. 2007;13:1-10.

Petridis H, Garefis P, Hirayama H, Kafantaris NM, Koidis PT. Bonding indirect

resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. *Int J Prosthodont.* 2004;17:77-82.

Piowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003;28:535-42.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:22-38.

Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol.* 2008;35:216-40.

Pow EH, Wat PY, Chow TW. Retrievable cement-retained implant-tooth-supported prosthesis: a new technique. *Implant Dent.* 2000;9:346-50.

Rangert B. Biomechanics of the Brånemark system. *Aust Prosthodont J.* 1995;9:39-48.

Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement- and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2004;92:578-80.

Raptis NV, Michalakakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:31-41.

Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent.* 2006;9:11-22.

Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8:156-79.

Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2000;8:107-12.

Sadan A, Blatz MB, Bellerino M, Block M. Prosthetic design considerations for anterior single-implant restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16:165-175. discussion 175. PubMed PMID: 15597638.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the

influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:850-8.

Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. *Dent Mater J*. 2013;32:433-40.

Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22 Suppl:71-95. Review. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:56.

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. *J Prosthet Dent*. 2008;99:377-87.

Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*. 1998;80:330-6.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*. 2011;105:217-226.

Schneider R, de Goes MF, Henriques GE, Chan DC. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. *Dent Mater*. 2007;23:81-7.

Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*. 2013;17:1407-13.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;1:156-8.

Schwarz S, Schröder C, Corcodel N, Hassel AJ, Rammelsberg P. Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:e151-8.

Shapoff CA, Lahey BJ. Crestal bone loss and the consequences of retained

excess cement around dental implants. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33:94-6.

Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res*. 2012;91:305-10.

Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:645-9.

Solá-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JL, Highsmith Jdel R, Fons-Font Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998;11:602-9.

Tan PL, Dunne JT Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91:215-8.

Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22:1008-13.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:275-82.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001;14:231-8.

Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont*. 2007;20:168-72.

Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence Int*. 2015;46:189-97.

Torcatto LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Batista VE, Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. *Braz Dent J*. 2014;25:554-60.

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004;91:532-7.

Tsitrou EA, van Noort R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *Int J Comput Dent*. 2008;11:227-40.

Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, Tagawa Y, Van Meerbeek B, Suzuki K, Kuboki T. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater*. 2006;22:545-52.

Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, Suzuki K, Kuboki T. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*. 2006;25:120-4.

Uludag B, Celik G. Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration. *J Oral Implantol*. 2006;32:248-50.

Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Flexural creep deformation and recovery in dental composites. *J Dent*. 2001;29:545-51.

van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Vallittu PK, Kreulen CM. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater*. 2009;25:820-7.

Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont*. 2006;19:271-8.

Wang RR, Pillai K, Jones PK. In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy. *J Prosthet Dent*. 1996;75:626-32.

Watanabe I, Watanabe E, Yoshida K, Okabe T. Effect of surface contamination on adhesive bonding of cast pure titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J Prosthet Dent*. 1999;81:270-6.

Waltimo A, Nyström M, Könönen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res*. 1994;102:92-96.

Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*. 1993 Jun;101(3):171-5.

Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:375-9.

Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2008;34:145-9.

Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:304-9.

Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80:1388-92.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol.* 2003;29:242-5.

Yoshida K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metals. *J Prosthet Dent.* 1993;69:357-62.

Zandparsa R, Albosefi A. An In Vitro Comparison of Fracture Load of Zirconia Custom Abutments with Internal Connection and Different Angulations and Thicknesses: Part II. *J Prosthodont.* 2016;25:151-5.

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

10. ANEXO

10.1. Article in English

Accelerated fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and lithium disilicate bonded-screw-retained incisor crowns with long and short titanium bases

ABSTRACT

Statement of Problem: Implant supported anterior restorations are one of the most challenging treatments due to esthetic considerations. Both lithium disilicate and composite resin CAD/CAM blocks have been increasingly used in such restorations due to their ideal mechanical properties. The implant position and length of titanium bases used are important considerations that go hand in hand with the choice of CAD/CAM restorative materials.

Purpose: Evaluate the fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin and lithium disilicate bonded-screw-retained incisor crowns with long and short titanium bases.

Material and Methods: 60 CAD/CAM implant restorations were fabricated using lithium disilicate (Ivoclar-E.max-CAD) and composite resin (Shofu-Block-HC). The central incisor crowns were bonded to a prefabricated titanium abutment of 6-mm-height (groups Emax6 and Shofu6, n=15) or a modified abutment of 4-mm-height (Emax4 and Shofu4, n=15). The intaglio surface of the restorations were conditioned specifically according to the material and bonded to the titanium abutments/bases (air-abraded with Cojet and silanated) using dual-cure cement (Variolink-Esthetic-DC). All assembled crowns were then screwed implants (Implacil-De Bortoli) and subjected to cyclic isometric loading (5Hz) at the incisal edge along the implant axis, starting with 25N for 1,700 cycles and followed by 25N incremental increase every 1,700 cycles. Samples were loaded until fractured. The groups were compared using the Kaplan-Meier-survival-analysis (Logrank test at $p=.05$).

Results: mean survived cycles were significantly different, with Emax6 and Emax4 at 48,448X (809N mean-load) and 43,727X (734N mean-load), respectively, Shofu6 and Shofu4 at 44,124X (739N mean-load) and 37,620X (641N mean-load), respectively. Post hoc tests at $p=.05$ (no Bonferonni correction) showed similar fatigue resistance for Emax6, Emax4 and Shofu6. Shofu4 appeared less resistant than all three other groups ($p<.03$).

Conclusions: All restorations survived loads significantly above physiologic limits ($>600N$). Lithium disilicate screw-retained incisor crowns can be used with long and short titanium bases while it is recommended to keep a long titanium base for screw-retained composite resin crowns.

Clinical Implications: The CAD/CAM bonded-screw-retained incisor crowns combines the versatility of cemented restorations and the simple delivery and retrievability of screw-retained restoration. Lithium disilicate offers the possibility of reduced-height titanium abutments/bases (esthetic advantage). The composite resin material required the full height of the abutment to be maintained but may offer enhanced shock absorption and wear-friendliness when considering function and antagonistic wear.

INTRODUCTION

Screw-retained and cement-retained prostheses are considered the traditional approaches for anterior single-implant restorations (Chee, 2006). Due to their simple clinical handling and delivery, retrievability, maintenance and possibility to repair, screw-retained restorations constitute the authors' preference. The screw-retained approach was first made possible in 1988 by Lewis et al. in form of the "UCLA" abutment, a gold-cast abutment that could be layered with feldspathic porcelain. However, a less than optimal fit to the implant may result from the abutment fabrication and customization process especially when casting them, reason for which premachined/prefabricated abutment should always be preferred (Byrne et al., 1998). However, even premachined components can still deform because of customization by casting-on procedure or porcelain firing cycle, and such modified components did not prove more accurate than cast ones (De Mori et al., 2014). Avoiding to subject a premachined component to deformation will result in maximum fit and less microgap with the implant. Microgaps may be linked with complications, both biological (peri-implantitis) and mechanical (screw fractures and loosening) (Binon, 1996). In 1992, McGlumphy introduced the idea of extraorally cementing a porcelain-fused-to-metal (PFM) crown to a premachined screw-retained abutment (McGlumphy et al., 1992). The PFM crown was left opened lingually to provide access for fastening the screw. At that time, the advantage was to combine the versatility of cemented restorations and the simple delivery and retrievability of screw-retained restoration (Sadan et al., 2005). No custom implant components were required and the premachined abutment was preserved intact. In addition, the access hole for the fastening screw can be considerably smaller (just the size of the screw driver) because the screw can remain with the abutment. Nowadays, CAD/CAM materials and techniques can be used to replicate this approach. Special hollowed blocks with their corresponding titanium bases are available to facilitate the process. However, it is also possible to modify prefabricated stock abutments or even titanium provisional cylinders and use them as a base to be scanned and assembled with a milled restoration through bonding instead of cementation (Magne et al., 2011). This modern version of the combined cemented- and screw-retained restoration by McGlumphy can be called the CAD/CAM bonded-screw-retained crown (BSRC) (Figs. 1-2).



Figure 1. Clinical case of BSRC on left central incisor and right lateral incisor combined with porcelain veneers on remaining teeth. Detail view shows crown and premachined abutment before extraoral assembly and lateral incisor BSRC delivery after adhesive assembly. Same material, lithium disilicate, was used for both porcelain veneers and BSRC.



Figure 2. Bonded-screw-retained incisor crown designed for study. Adhesive assembly of titanium base and crown (arrows) precedes delivery by screw fastening. Note small access hole on at lingual fossa.

This approach differs from the modern CAD/CAM approach using the hollowed blocks and corresponding titanium bases because BSRC can be

fabricated with much more economic components such as standard abutments and regular CAD/CAM blocks. It is also more versatile because BSRC can be used with any type of materials or systems, opening the door for using more affordable implant systems.

When combined with adhesive techniques, sophisticated histo-anatomic bilaminar bonded assemblies of dentin-like and enamel-like materials can be produced and still delivered with screw-retained approach using the BSRC concept (Molina et al., 2017). The simplest way to fabricate an anterior BSRC, however, is to combine a monolithic CAD/CAM crown with a standard titanium abutment. The abutment can be shortened, if needed, to accommodate linguoincisor clearance or to enhance the esthetic result. Ceramic materials are usually favored as a crown material but in recent decades, an alternative approach emerged in form of composite resin CAD/CAM blocks. The marketplace of composite resin blocks is developing steadily, offering excellent esthetic properties with various translucencies alike their ceramic counterparts. In addition to their wear-friendliness to antagonistic enamel composite resins are also milled faster and more accurately (especially with thin margins) than ceramics (Tsitrou, 2008) and will induce less wear to the milling instruments. Polymer-based materials also offer unique mechanical properties including tooth-like damping behavior that can compensate for the absence of periodontal ligament and fixture rigidity inherent to implant-supported restorations (Magne et al., 2013). Indirect composite crowns (hand-layered, not CAD/CAM) exhibited fracture resistance similar to that of PFM crowns even after fatigue testing on implant abutments (Andriani et al., 2010). Hence, their modern bonded CAD/CAM counterparts, composite resin and lithium disilicate blocks, represent excellent candidates to be tested against each other and combined to the BSRC as a single incisor implant-supported restoration.

The aim of this *in vitro* study is to evaluate the accelerated fatigue resistance of incisor BSRC made of CAD/CAM composite resin or lithium disilicate on two different titanium base designs. The first hypothesis states that the BSRC made of composite resin will resist fatigue in a comparable manner than that made of lithium disilicate. The second hypothesis states that BSRC will not differ in fatigue resistance or failure mode when using either the original 6-mm high abutment compared to the modified 4-mm high one.

MATERIALS AND METHODS

Sixty Morse tapered implants (Universal III due cone, 4.0 mm diameter, 11mm length; Implacil De Bortoli) were embedded in a cylindric acrylic resin base (Palapress, Heraeus Kulzer). Two different abutments were used, the original manufacturer's abutment (CM Universal abutment 3.4 mm diameter, 6.0 mm height, Implacil De Bortoli) and a modified version of the same abutment (original abutment cut to 4.0 mm height using a diamond disc). Sharp angles on the modified abutment were rounded with a polishing wheel. The original implant and corresponding abutment were positioned in a

clinically-relevant fashion on a natural dentition cast to simulate replacement of a right central incisor by a screw-retained restoration (lingual placement to allow access for screw fastening) (fig. 3).



Figure 3. Clinically-relevant positioning of implant using natural dentition cast.

The implant platform was placed 4.0 mm below the level of the buccal gingival margin and a short abutment was attached to it. Using the Cerec 4 system, version 4.3 (Sirona Dental Systems GmbH), the dental arch was scanned and a virtual wax-up of a maxillary right central incisor was designed. The resulting crown emulated the natural morphology and emergence profile of the contralateral tooth (Fig. 4)

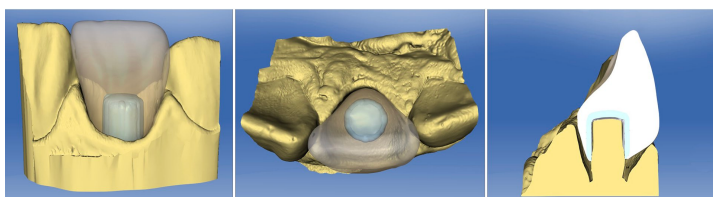


Figure 4. Buccal, incisal, and cross section view of virtually designed central incisor in Cerec 4 software version 4.3.

Four groups were created with 15 specimens in each. Thirty identical monolithic crowns were used as a control group, consisting of lithium disilicate crowns (IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). They were compared to thirty monolithic restorations of hybrid composite resin (HC Block, Shofu). All monolithic crowns were milled with the sprue located at the palatal surface. They were bonded either to the 6-mm original titanium abutment ($n=15$, groups Emax6 and Shofu6) or to the shortened 4-mm version (groups Emax4 and Shofu4). Before the polishing procedures, the sprue was removed and the access hole for future screw tightening was created in the palatal surface using a coarse diamond bur (FG course round end taper diamond, 5850 DC. 31.018, Brasseler, Savannah, Georgia, USA). The crowns were then assembled to the abutments (Fig. 5).



Figure 5. Buccal, mesial, lingual and distal view of experimental BSRC before closing of fastening hole with composite resin.

The steps for the assembly of the BSRC are illustrated in Figure 6 and Table 1. The fitting surfaces of the titanium abutments and composite resin crowns were subjected to airborne-particle abrasion with 27 μm silica-modified aluminum oxide (CoJet, 3M ESPE) at 0.2 MPa for 10 s at a distance of 10mm, then cleaned with water spray for 20 s. Followed by immersion in distilled water in an ultrasonic bath for 2.5 min, oil-free air drying for 5 s, the application of silane (Silane, Ultradent) for 20 s two times, and drying at 100C for 1 min. Finally, adhesive resin was applied (Optibond FL bottle 2, Kerr) without polymerization. Surface treatment of the lithium disilicate structures included etching with 5% hydrofluoric acid (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent) for 20 s, and rinsing with water for 20 s. Post-etching cleaning was done by immersion in distilled water in an ultrasonic bath for 2.5 min, followed by oil-free air drying. The intaglio surfaces were silanated (Silane, Ultradent) for 20 s two times and dried at 100C for 1 min. Finally, adhesive resin was applied (Optibond FL bottle 2) without polymerization. Each titanium abutment was placed temporarily into the implant for easier handling. Polytetrafluoroethylene (PTFE) tape was used to cover the abutment access channel. All monolithic restorations were assembled and bonded to the titanium base using dual cure resin cement (Variolink Esthetic DC, light+ shade, Ivovlar Vivadent). After removal of all resin cement excesses, each surface was light polymerized for 60 s at 1,000mW/cm (Valo, Ultadent). All margins were covered with an air-blocking barrier (K-Y Jelly; Personal Products Company) for an additional 20 s polymerization cycle per surface. Excess adhesive resin was removed with hand instruments. The BSRC was retrieved from the implant for finishing with rubber wheels (Green medium fine rubber wheels, Keystone industries) to polish the abutment-crown interface. All BSRC were then repositioned on the implant and 20 Nm of torque was applied to the abutment screw, according to the manufacturer's recommendation. The lingual access hole was finally closed with Polytetrafluoroethylene (PTFE) tape and light-polymerized composite resin (Z100 3M ESPE). Specimens were and stored in distilled water for 24 h before testing.

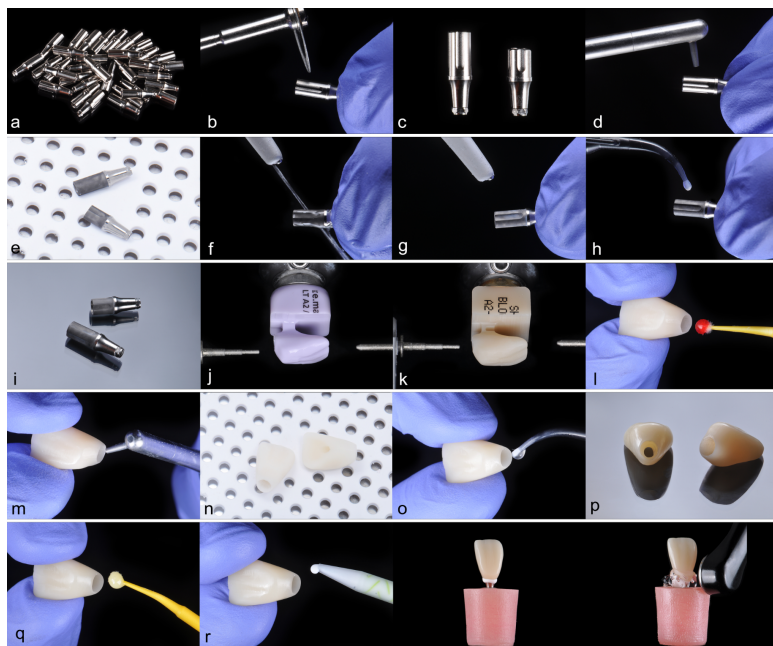


Figure 6. a. Universal titanium abutments. b. Modification of titanium base c. Long and short bases d. Titanium bases subjected to airborne particle abrasion with Cojet system e. Bases in ultrasonic bath f. Air drying g. Silane application h. Adhesive resin application to titanium bases i. Titanium bases after drying at 100°C j. Milled lithium disilicate crowns k. HF-etching of lithium disilicate crown l. Milled composite resin crowns m. Air abrasion of composite resin crown with Cojet system n. Crowns in ultrasonic bath o. Silane application to fitting surfaces of crowns p. Crowns after drying at 100°C q. Adhesive resin application to fitting surfaces of crowns and titanium bases. r, s. Dual cure resin cement applied to crowns and assembly. t. light polymerization and air-blocking with glycerin gel.

Table 1. Summary of the assembly procedures.

	Ti-base	Crown fitting surface	Assembly	Finishing
Composite resin BSRC	Air-abraded with Cojet at 0.2 MPa for 10 s at a distance of 10mm. Cleaned with water spray for 20s. Immersed in distilled water for 2.5 min. Oil free dried, applied silane for 20 s (twice), and then dried at 100 ^C for 1min.	Air-abraded with Cojet at 0.2 MPa for 10 s at a distance of 10mm, Cleaned with water spray for 20s, immersed in distilled water for 2.5 min, oil free dried, applied silane for 20 s (twice), and then dried at 100 ^C for 1min.	Wetted the crown and the abutment surfaces with adhesive resin. Applied dual light cure resin cement to the crowns, then each surface was light polymerized for 60 s; all margins were covered with an air block barrier for an additional 20 s of light polymerization.	Excess of adhesive resin was removed with hand instruments. Medium fine rubber wheels were used to polish the abutment crown interface. All BSRCs were repositioned on the implant and 20N of torque was applied to the screw. The lingual access hole was covered with Polytetrafluoroethylene tape and light-polymerized composite resin.
Lithium disilicate BSRC		Acid etched for 20 s and cleaned with water spray for 20s. Immersed in distilled water for 2.5 min followed by oil free drying. Applied silane for 20 s (twice), drying at 100C for 1min.		

An electrodynamic test system (MTS Acumen, MTS Systems) was used for simulating masticatory forces (Fig. 7).

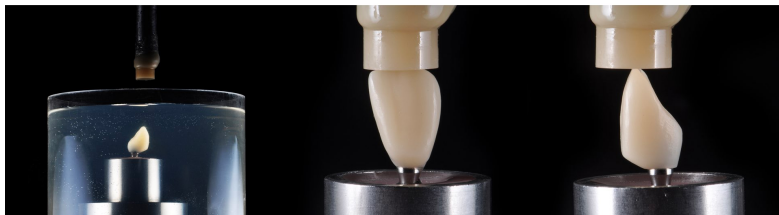


Figure 7. Testing systems with load chamber for submerged testing and etailed view of specimen loading before immersion. Note contact of the entire incisal edge with actuator (flat composite resin cylinder).

The chewing cycle was replicated by an isometric contraction (load control) applied along the implant axis through a flat antagonist disk of composite resin (Paradigm MZ100, 3M ESPE) at the incisal edge of the specimen. Once positioned in the testing machine, the incisal edge of the crown was adjusted with 600-grit sandpaper until the entire width of the edge was in contact with the antagonist. A new antagonist disk was used for every three specimens. The load chamber was filled with distilled water to submerge the sample during testing. Cyclic loading was applied at a frequency of 5 Hz, starting at 25N for 1,700 cycles and increasing by 25N steps every 1,700 cycles until fracture of the crown. The number of endured cycles and failure mode of each specimen was recorded. After the test, each sample was evaluated by transillumination (Microlux; Addent, Danbury, CT, USA) and optical microscope (Leica MZ 125; Leica Mycrosystems, Wetzlar, Germany) at 10:1 magnification (two-examiner agreement).

The fatigue resistance of the four groups was compared using the number of cycles until failure and the Kaplan Meier survival analysis (Fig. 8, Fig. 9).

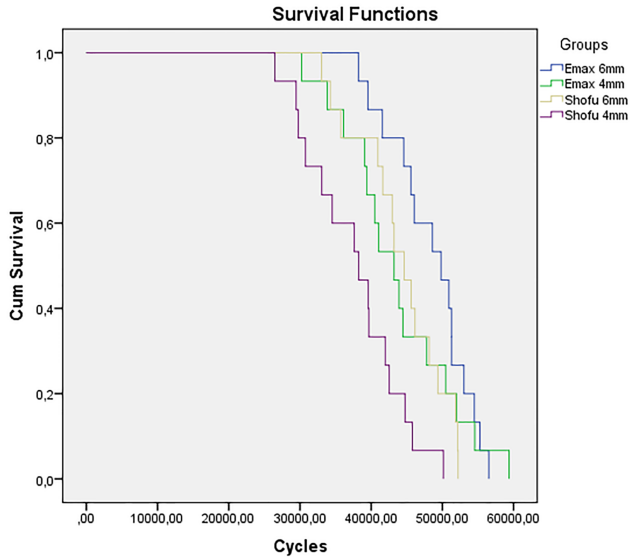


Figure 8. Kaplan–Meier fatigue resistance survival curves for all four groups considering number of cycles until failure.

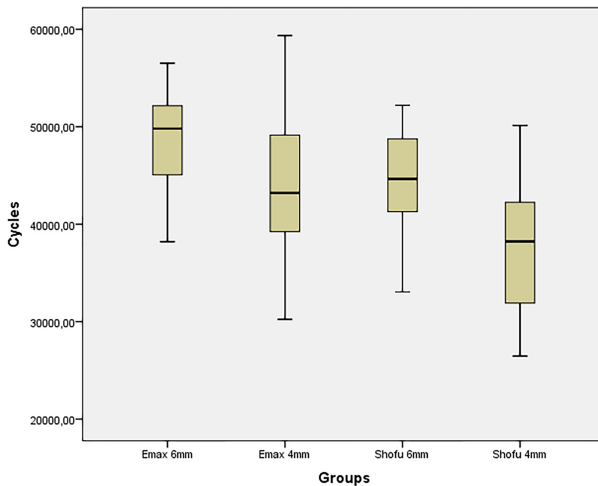


Figure 9. Box-and-whisker diagram presenting the median number of cycles until failure (bold black horizontal line), the minimum and maximum values (vertical “t” lines, or whiskers) and the interquartile range (blue box).

RESULTS

The survival function and mean survived cycles are presented in figures 8 and 9. Mean survived cycles were significantly different. Emax6 and Emax4 survived a mean of 48,448 cycles (809N mean load) and 43,727 cycles (734N mean load), respectively, for Shofu6 and Shofu4 44,124 cycles (739N mean load) and 37,620 cycles (641N mean load), respectively. Post hoc tests with p-value set at .05 showed similar fatigue resistance for Emax6, Emax4 and Shofu6. Shofu4 appeared less resistant than all three other groups ($p < .03$). Comparisons at a significance level of $p = < .008$ (Bonferroni correction for 6 comparisons), however only revealed the superiority of Emax6 over Shofu4.

No screw/abutment fractures were observed. There seemed to be plastic deformation of some abutments, especially the original 6-mm high (Fig. 10), which will be further investigated in a separate study.



Figure 10. Long titanium base (left) with apparent permanent deformation consecutive to loading/fracture. Apparently intact short titanium base after loading/fracture.

Table 2 is providing the distribution of the various failure types. Lithium disilicate BSRC fractured in the buccolingual direction for 80% of the specimens while all composite resin BSRC fractured in the mesiodistal direction. Emax groups also tended to show luting composite resin remains in the crown side (leaving a clean titanium abutment in 67-73% of the specimen) while Shofu groups exhibited more luting composite resin remaining onto the titanium abutments (composite resin residues on abutment in 93-100% of specimens) (Fig. 11).

Table 2. Failure modes.

Groups	Fracture orientation			Luting composite resin remains		
	mesiodistal	buccolingual	mixed	In crown only (abutment clean)	On abutment only (crown clean)	Mixed
Emax6	0	80% (12/15)	20% (3/15)	73.3% (11/15)	6.7% (1/15)	20% (3/15)
Emax4	6.7% (1/15)	80% (12/15)	13.3% (2/15)	66.7% (10/15)	20% (3/15)	13.3% (2/15)
Shofu6	100% (15/15)	0	0	0	33.3% (5/15)	66.7% (10/15)
Shofu4	86.6% (13/15)	6.7% (1/15)	6.7% (1/15)	6.7% (1/15)	73.3% (11/15)	20% (3/15)



Figure 11. Emax BSRC with typical buccolingual fracture and clean titanium base surface (top). Shofu BSRC with a typical mesiodistal fracture and remaining luting composite onto the titanium base (bottom).

DISCUSSION

The aim of this in vitro study was to evaluate the accelerated fatigue resistance of incisor BSRC made of CAD/CAM composite resin or lithium disilicate on two different titanium base designs. The first hypothesis stating that the BSRC made of composite resin will resist fatigue in a comparable manner than that made of lithium disilicate can be accepted in part because both types of crown material performed the same on the original 6-mm abutment. The second hypothesis stating that BSRC will not differ in fatigue resistance or failure mode when using either the original 6-mm high abutment compared to

the modified 4-mm high one can be accepted for the Emax group. Composite resin crowns, however, tended to perform better with the long abutment. This difference did not appear statistically significant when applying a stricter statistical analysis (Bonferonni correction).

The experimental protocol featured a flat composite resin surface as an antagonist to allow more realistic simulation of an anterior tooth occlusal contact through a wear facet included in the incisal edge of the restoration. Localized surface damage and powder-like debris were avoided by the large and uniform contacting surface. Traditional load-to-failure tests have the advantage of yielding quick results but are also less clinically relevant because teeth and implants are rather subjected to relatively low-force but a high number of chewing cycles. They may eventually undergo a sudden high-force impact such as in trauma. Clinical fatigue can be simulated by in-vitro tests using low forces and millions of chewing cycles, which represents a time-consuming approach. This study is a good balance between these extreme types of experiments. The progressive increase in load can be considered an “accelerated fatigue test” that covers a wide range of clinically relevant situations (normal and high loads). The test initiates within the range of realistic bite forces in the anterior region, namely up to 100N (Gay et al., 1994) and then evolves towards the range of loads that may be encountered in bruxism, trauma (high extrinsic loads) or intrinsic masticatory accidents (under chewing loads but delivered to small area due to a hard foreign body like a fork, stone or seed, for example). The experiment was conducted in extremely standardized conditions, not only due to loads but also because the titanium abutments/bases were premachined and the crowns were fabricated with CAD/CAM technology. Many manufacturing confounding variables were therefore avoided by milling the exact crown replica multiple times in different materials. All components were strictly identical.

Both titanium or zirconia abutments/bases could have been used in this study. Titanium components were chosen because of their tighter adaptation to the implant platform (less microgap) (Baldassarri et al., 2012). The failure modes of the different groups were dissimilar, as seen in Figure 10 and 11. Further experiments using finite element analysis are under way to understand this phenomenon, but it can be anticipated that the elastic modulus of the crown influenced the stress distribution with values above 80 GPa for Emax vs. only 9.6 GPa for Shofu (Horvath, 2016). The low elastic modulus may have allowed the deformation of the crown in a more tridimensional way, resulting in major “out-of-plane” forces. Because of the increased stiffness, fracture of the ceramic crowns, however, remained within the plan of the force, namely bucco-lingual. From a clinical perspective, repairing and re-assembling the fragments would be easier with a mesiodistal fracture (fracture line hiding interproximally) compared to buccolingual (fracture line visible). Another trend revealed by the failure modes is the tendency for the ceramic BSRC to retain more luting composite resin inside the crown. The opposite trend was found for composite

resin BSRC with more luting composite resin remaining onto the abutment. Resin-to-titanium bonding can be obtained by micromechanical retention and chemical bonding. Silicoating the titanium surface using the tribochemical approach and a silane (Cojet/Rocatec systems) was chosen for this experiment because it not only proved to yield high shear bond strength (15 MPa) but also acceptable stability after thermo-cycling (Khan et al., 2017). It seems, however, that the high shear bond strength of the resin to Emax (>20 MPa) (Bruzi et al., 2012) far exceeded that of the resin to titanium and resulted in the luting cement remaining inside the crown after fracture. The opposite trend characterized the Shofu HC crowns with luting composite resin remaining onto the titanium abutment. This difference might explain the slight superiority of Emax over Shofu BSRC when it comes to their accelerated fatigue strength. It remains surprising, however, that both materials performed similarly in spite of a large difference in their nominal flexural strength. There was in fact no difference in strength between BSRC made of Emax6 and Shofu6. This does not correlate with classic “bench” testing values such as flexural strength. Emax as a material alone is over 2 times stronger than Shofu (flexural strength of 380 MPa vs. 170MPa). This emphasizes the fact that basic bench testing is not appropriate and that dental materials should always be tested in a clinically-relevant fashion, simulating the geometry and integration of the restoration on the tooth and implant fixture. The work of fracture may explain this discrepancy because it represents the energy used within the fracture process where a new surface is generated and considers the elastic modulus of the material (Schlichting et al. 2011).

The original 6-mm abutments tended to perform better than short ones, especially when using composite resin BSRC. For Emax, both abutments worked similarly. Short abutment may present a slight esthetic advantage (less need for masking near the center of the tooth), however, most of the masking of the abutment seemed to be resolved by the combination of low translucency CAD/CAM blocks (usually designated LT and available for both brands used in this study) with an opaque composite resin for the assembly. Variolink Esthetic DC is available in shade “light+” which provides efficient masking of the titanium. Further research is under way to evaluate the variations in color that may be induced by modifying the elements of the assembly (crown material, composite resin, abutment height). From an esthetic standpoint, premachined abutments should present the smallest radius possible, yet maintaining an internal channel that is wide enough for a strong screw performance.

From a clinical perspective, both composite resin and lithium disilicate can be recommended for BSRC because they fractured at an average load significantly above the maximum bite force of the anterior dentition in men (569N) (Waltimo et al., 1994). Due to its low elastic modulus, however, the composite resin BSRC is more likely to absorb the stress, which is described as “damping behavior” (Magne et al., 2013). This property, in turn, protects the abutment itself, the restoration-abutment adhesive interface and may as well

limit the opening of the microgap at the implant-abutment interface. Further research is under way to reveal the potential damage or deformation of the implant fixture as a function of the elastic modulus of the crown material.

Several practical elements can be emphasized when using BSRC. In spite of the presence of antirotation grooves, it may be challenging to assemble the crown and its titanium base in the exact position that will assure appropriate occlusion and interdental contact points. In fact, the milling of the crown includes internal spacing, which may affect antirotation properties. This can be easily resolved by assembling the abutment and the crown intraorally in the ideal position, then retrieving the assembled BSR, removing luting composite resin excesses and finishing it extraorally (Fig. 12).



Figure 12. Clinical scenario: BSRC was assembled intraorally into ideal position, then unscrewed for removing luting composite.

It goes without saying that a deeper implant placement is required to avoid a labial ridge-lap design of the BSRC. Implant platform depth must always be related to the amount of buccolingual shift between the implant platform and the labial profil of the crown.

CONCLUSIONS

This study investigated CAD/CAM bonded screw-retained incisor crowns. All restorations survived loads significantly above physiologic limits in the anterior dentition (>600N). Emax CAD can be combined with long (6-mm) and short (4-mm) titanium bases while it is recommended to keep a long titanium base when using Shofu Block HC.

References

1. Andriani, W. J., 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(4), 311-317. doi:10.3290/j.jad.a17710
2. Baldassarri, M., Hjerpe, J., Romeo, D., Fickl, S., & Thompson, V. P. (2012). Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(3), 537-543.
3. Binon, P. P., & McHugh, M. J. (1996). The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics*, 9(6), 511-519.
4. Bruzi, G., Maia, H. P., Carvalho, A. O., Giannini, M., & Magne, P. (2012). Can silane treatment for ceramic bonding be optimized? *Journal of Dental Materials*, 28. doi:10.1016/j.dental.2012.07.015
5. Byrne, D., Houston, F., Clearly, R., & Claffey, N. (1998). The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 184-192.
6. Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal*, 201(8), 501-507. doi:10.1038/sj.bdj.4814157
7. De Mori, R., Ribeiro, C., Da Silva-Concilio, L., & Claro Neves, A. (2014). Evaluation of Castable and Premachined Metal Base Abutment/Implant Interfaces Before and After Cyclical Load. *Implant Dentistry*, 23(2), 212-217. doi:10.1097/id.0000000000000058
8. Gay, T., Rendell, J., Majoureau, A., & Maloney, F. T. (1994). Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function. *Archives of Oral Biology*, 39(2), 111-115.
9. Horvath, D. S. (2016). Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 37(9), 638-643.
10. Khan, A. A., Kheraif, A. A., Syed, J., Divakar, D. D., & Matinlinna, J. P. (2017). Enhanced resin titanium adhesion with silane primers using tribochemical silica-coating. *Dental Materials Journal*, 36(1), 111-116. doi:10.4012/dmj.2016-142

11. Magne, P., Oderich, E., Boff, L. L., Cardoso, A. C., & Belser, U. C. (2011). Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research*, 22(11), 1275-1281. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02103.x
12. Magne, P., Silva, M., Oderich, E., Boff, L. L., & Enciso, R. (2013). Damping behavior of implant-supported restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 24(2), 143-148. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02311.x
13. McGlumphy, E. A., Papazoglou, E., & Riley, R. L. (1992). The combination implant crown: A cement- and screw-retained restoration. *Compendium*, 13(1), 34-38.
14. Molina, I., Goldberg, J., Volpato, C. M., & Magne, P. (2017). Accelerated fatigue resistance of novel-design histioanatomic implant restorations made of CAD/CAM bilaminar assemblies. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 12(3), 336-351.
15. Sadan, A., Blatz, M. B., Bellerino, M., & Block, M. (2004). Prosthetic design considerations for anterior single-implant restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(3), 165-175.
16. Schlichting, L. H., Maia, H. P., Baratieri, L. N., & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 217-226. doi:10.1016/s0022-3913(11)60035-8
17. Tsitrou, E. A., & Van Noort, R. (2008). Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *International Journal of Computerized Dentistry*, 11(3-4), 227-240.
18. Waltimo, A., Nyström, M., & Könönen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 102(2), 92-96.

